



Caso Clínico: Rehabilitación Con Prótesis Fija Metal Cerámico Y Prótesis Parcial Removable

Para Obtener El Título De: Especialista En
Odontología Restaurativa

C.D Jeiselin Goicoechea Sánchez
2012 - 2014



UPAEP – Secretaría General

Dirección General de Apoyos Académicos

Dirección del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación.

Biblioteca Central - **Karol Wojtyla**

Tesis Digitales Restricciones de uso:

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

El uso de textos, imágenes, gráficas, 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 de donde la obtuvo mencionando el autor o autores involucrados en el documento.

Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

ÍNDICE

Introducción	4
--------------------	---

CAPITULO 1. RESINAS

1.2 Características	5
1.3 Resinas Compuestas	6
1.4 Resinas De Activación Química	7
1.5 Resinas De Activación Por Luz	8
1.6 Resinas De Fraguado Dual Y Polimerización.....	8
1.7 Clasificación De Las Resinas Compuestas	8
1.8 Resinas Compuestas Tradicionales	9
1.9 Resinas Compuestas De Partícula Pequeña	9
1.10 Resinas Compuestas De Microrrelleno	9
1.11 Resinas Compuestas Híbridas	10
1.12 Resinas Compuestas Fluidas.....	10
1.13 Resinas Compuestas Condensables	10

CAPÍTULO 2. ALEACIONES METÁLICAS PARA PROTESIS FIJA METAL CERAMICA

2.1 Aleaciones De Alta Nobleza.....	12
2.2 Aleaciones Nobles	12
2.3 Aleaciones De Metal Base	13
2.4 Propiedades De Los Metales	13
2.5 Aleaciones Nobles Y De Alta Nobleza Para Prótesis Metal Cerámicas	14
2.5.1 Aleación Oro-Paladio-Plata (Bajo Contenido En Plata)	14
2.5.2 Aleación Oro-Paladio-Plata (Alto Contenido En Plata)	14
2.5.3 Aleación Oro-Paladio	15
2.5.4 Aleación Paladio-Oro	15
2.5.5 Aleación Paladio-Oro-Plata.....	15
2.5.6 Aleación Plata-Paladio	15
2.5.7 Aleación Paladio-Cobre-Galio	16

2.6 Aleaciones En Las Que Predominan Los Metales Base.....	16
2.6.1 Aleación Níquel-Cromo	16
2.6.2 Berilio	17

CAPÍTULO 3. CERÁMICAS DENTALES

3.1 Cerámicas	18
3.2 Fabricación De La Cerámicas.....	19
3.2.1Clasificación De Las Cerámicas Dentales.....	20

CAPÍTULO 4. ALEACIONES PARA PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE

4.1 Aleaciones	23
4.1.1 cromo –cobalto- molibdeno	23
4.1.2 oro	23
4.1.3 titanio	23

CAPITULO 5. CLASIFICACION TOPOGRÁFICA PROTESIS PARCIAL REMOVIBLE

5.1 Clasificación Topográfica Según Kennedy.....	25
5.2 Componentes De La Estructura Metálica.....	25
5.2.1 Conector Mayor	25
5.2.2 Tipos De Ganchos	25
5.3 Conectores Menores	30
5.4 Apoyos Y Lechos Para Apoyos	30

CAPÍTULO 6. ARTICULADORES

6.1 Concepto	32
6.2 Articuladores No Ajustables / Bisagra	32
6.3 Articuladores Semi- Ajustables	33
6.4 Articuladores Totalmente Ajustables	34

CASO CLINICO

CAPITULO 7. HISTORIA CLINICA

7.1 Antecedentes De Importancia	35
---------------------------------------	----

CAPITULO 8. ANALISIS EXTRA ORAL	35
CAPITULO 9. ANALISIS INTRA ORAL	37
CAPITULO 10. MODELOS INICIALES	39
CAPITULO 11. MONTAJE EN ARTICULADOR	39
CAPITULO 12. ANALISIS RADIOGRAFICO	40
CAPITULO 13. PLAN DE TRATAMIENTO	40
CAPITULO 14. ENCERADO DE DIAGNOSTICO	41
PROCEDIMEITNO CLINICO Y DE LABORATORIO	
CAPITULO 15. PREPARACION PARA CORONAS METALO CERÁMICAS	42
15.1 procedimientos de laboratorio	43
Paso 1. Elaboración De Muñones Desmontables	43
Paso 2. Tratado De Muñones	43
Paso 3. Confección De Cofias	44
Paso 4. Prueba De Resinas/ Cofias En Boca	44
Paso 5. Colado	45
Paso 6. Prueba De Metales En Boca	46
Paso 7. Toma De Color	47
Paso 8. Montaje De La Porcelana	47
Paso 9. Prueba De Biscocho Y Terminado	48
Paso 10. Elaboración De Prótesis Parcial Removable	49
Fotografías	51
Paso 11. Finalización Del Caso Clínico	60
Bibliografía	61

Introducción

El manejo de un paciente diabético en odontología no solo requiere de un control en cuanto a los medicamentos y el chequeo de la glicemia, abarca muchas características fisiológicas. Este caso quiere de prótesis y periodoncia que son disciplinas de colaboración. Una prótesis con éxito depende de un ambiente sano periodontalmente y la salud periodontal depende de la integridad continua de la restauración protésica. El planeamiento de este caso se realizó en conjunto para obtener un mejor resultado estético y funcional. De la gran variedad de materiales con los que contamos, para un tratamiento mínimamente invasivo se eligieron resinas para cerrar diastemas del segmento anterior, coronas metal porcelana en las dos zonas posteriores superiores, una prótesis parcial removible bilateral para sustituir los dientes inferiores de lado izquierdo/derecho además de coronas metal porcelana. Se realizó un análisis intra y extra oral, además de analizar los objetivos del paciente, quien no solo estaba preocupado por su apariencia física, también por la función. Para comprender mejor el tratamiento de este paciente, hablare de manera general de los materiales usados para la confección de prótesis y la rehabilitación del paciente.

MATERIALES DENTALES

CAPITULO 1. RESINAS

Durante la primera mitad del siglo XX, los únicos materiales que tenían color del diente y podían ser empleados como materiales de restauración estética eran los silicatos, no se emplearon en dientes permanentes debido a que en pocos años sufrían desgaste. La introducción de partículas de relleno inerte fue una forma práctica de reducir la contracción de fraguado y la expansión térmica. El relleno ocupaba espacio, pero no entraba a formar parte de la reacción. Los rellenos que se solían emplear tenían bajos coeficientes de expansión térmica, por lo que se parecían a la estructura dentaria¹.

Las resinas compuestas se introdujeron en el campo de la Odontología Conservadora para minimizar defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces los únicos materiales estéticos disponibles. En 1955 Buonocore utilizó el ácido ortofosfórico para incrementar la adhesión de las resinas acrílicas en la superficie adamantina. En 1962 Bowen desarrolló el monómero Bis-GMA, tratando de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, cuyos monómeros permitían solamente la formación de polímeros de cadenas lineales. A partir de 1970 aparecieron los materiales compuestos polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas, se utilizó en los primeros momentos la energía de una fuente de luz ultravioleta (365 nm), pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización, provoca una continua actualización.²

1.2 Características

Básicamente, los composites están compuestos por tres materiales químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO₂), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina).²

El Bis-GMA, sigue siendo el monómero más utilizado en la fabricación de los composites actuales, solo o asociado al dimetacrilato de uretano e integra la composición estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20% (v/v). Como regla general, se admite que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica².

La polimerización del composite, siempre conlleva una contracción, dependiente de la matriz orgánica; por ello, y para disminuir este efecto negativo, la industria Odontológica ha ensayado gran variedad de monómeros, entre ellos, los monómeros SOC (espiroortocarbonatos) con capacidad de expansión, combinaciones de sistemas epoxídicos-polióles que muestran in vitro cambios volumétricos 40-50% menores que los sistemas tradicionales, las resinas basadas en siloxano-oxirano patentada por 3M-Espe o el uso de moléculas de alto peso molecular como el multi-etil-glicol-dimetacrilato y

copolímeros capaces de lograr una conversión del 90-100% como consecuencia de reducir las uniones C=C. En este sentido, las ormocerams, composites modificados con rellenos orgánicos e inorgánicos, han mostrado su capacidad para reducir, aunque sea mínimamente, la contracción de polimerización. Sin embargo actualmente los principales fabricantes de composites dentales siguen apostando por los sistemas tradicionales, incorporando de forma mayoritaria en su matriz orgánica el monómero Bis-GMA/TEGDMA, o la asociación Bis-GMA /UEDMA/TEGDMA².

1.3 Resinas Compuestas

Es un material con gran densidad de entrecruzamientos poliméricos, reforzados por la dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas y orgánicas o pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias al agente de conexión. Otros componentes que se añaden para apariencia y durabilidad. Los pigmentos permiten conseguir el color, los absorbentes de ultravioleta (UV) y otros mejoran la estabilidad del color y los inhibidores de la polimerización alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo en las resinas químico activadas¹.

Según Anusavice, los materiales compuestos son combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interface distinta, obteniendo propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual. Las resinas compuestas dentales, son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos. Para unir las partículas de relleno a la matriz plástica de resina, el relleno es recubierto con silano, un agente de conexión o acoplamiento. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica³.

Las resinas compuestas se modifican para obtener color, translucidez y opacidad, para de esa forma imitar el color de los dientes naturales, haciendo de ellas el material más estético de restauración directa. Inicialmente, las resinas compuestas se indicaban solo para la restauración estética del sector anterior. Posteriormente y gracias a los avances de los materiales, la indicación se extendió también al sector posterior. Entre los avances de las resinas compuestas, se reconocen mejoras en sus propiedades tales como la resistencia al desgaste, manipulación y estética³.

Tienen tres componentes estructurales:

1. Matriz: material de resina plástica que forma una fase continua y contiene partículas de relleno.
2. Relleno: fibras/partículas de refuerzo que se dispersan en la matriz
3. Agente de conexión: adhesivo que favorece la unión entre el relleno y la matriz de la resina.

La matriz orgánica de las resinas compuestas, está compuesta por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con una agente reductor, que es una amina

alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE), y en las quimiopolimerizables es un per-compuesto compuesto, el peróxido de benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietil-p-toluidina); un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable (el dimetilamino etilmetacrilato DMAEM, el etil-4-dimetilaminobenzoato EDMAB o el N,N-cianoetil-metilanilina CEMA); un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma; por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, como la 2- hidroxí-4-metoxibenzofenona, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a medio o largo plazo².

Esta resina es altamente viscosa, por lo que para facilitar el proceso de fabricación y su manipulación clínica, se diluye con otros monómeros de baja viscosidad². Las resinas compuestas se clasifican en función del tamaño medio del componente principal de relleno, hay otros factores importantes que determinan las propiedades y la aplicación clínica de las resinas como el tamaño del relleno, distribución del relleno, el índice de refracción, la radiopacidad y la dureza del relleno¹.

Es necesaria una distribución en el tamaño de las partículas para incorporar la mayor cantidad de relleno posible en la matriz de la resina. Si se utiliza un tamaño de partícula uniforme, con un empaquetado fuerte, siempre existirá espacio entre las partículas. Los espacios libres, se pueden rellenar por partículas más pequeñas, como si fueras pequeñas cuentas entre esferas. Si extrapolamos este proceso, la distribución homogénea de las partículas puede lograr la máxima carga de relleno. La mayoría de las resinas compuestas contienen sílice coloidal, las partículas de relleno inorgánico representan entre el 30-70% del volumen, o del 50-85% en peso de la resina compuesta¹.

La cantidad de relleno depende del tamaño de la partícula. El remanente es una resina prepolimerizada pulverizada denominada relleno orgánico, que presenta partículas de 5 a 30 μm . Los rellenos coloidales se añaden en cantidades menores al 5% en peso, para aumentar la viscosidad de la pasta y mejorar la consistencia del condensado en la cavidad. Las resinas híbridas con un 10 al 15% en peso de sílice coloidal, se pueden rellenar con un 5% menos de relleno inorgánico que las resinas compuestas de partículas pequeñas¹.

1.4 Resinas De Activación Química

Se activan químicamente se suministran en dos pastas, una contiene un iniciador de peróxido de benzoilo (PB) y la otra un activador de amina terciaria aromática(N-dimetil-p-toluidina). Cuando las dos se mezclan, la amina reacciona con el PB para formar radicales libres, se inicia la polimerización adicional. Hoy se emplean para restaurar estructuras grandes que no se pueden polimerizar únicamente con una fuente de luz¹.

1.5 Resina De Activación Por Luz

Las primeras emplearon luz UV. Actualmente las resinas compuestas de fraguado mediante luz UV se han reemplazado por sistemas de activación de luz visible azul, mejorando la profundidad de fraguado. Las resinas compuestas fotopolimerizables se suministran en una sola pasta. El sistema de iniciación de los radicales libres, consiste en una amina iniciadora y una sustancia sensible a la luz, mientras estos no están expuestos a la luz, no interactúan. Sin embargo la exposición a una luz azul con longitud de onda aprox. 468nm produce un estado excitado del agente fotosensible que hace interactuar con la amina y formar radicales libres que inicien la polimerización. La canforoquinona (CO) es un agente fotosensible que absorbe la luz azul con una longitud de onda entre 400 y 500 nm¹.

1.6 Resinas De Fraguado Dual Y Polimerización Extraoral

Una manera de superar la limitación de la profundidad de fraguado es la combinación del fraguado químico y la foto polimerización en una misma resina. Las resinas de fraguado dual consisten en dos pastas fotopolimerizables, una contiene peróxido de benzoilo (PB) y la otra una amina terciaria aromática. Cuando se mezclan y se exponen a la luz, se promueve la polimerización mediante la combinación amina /CQ y quimiopolimerización mediante la interacción de amina /PB¹.

1.7 Clasificación De Las Resinas Compuestas

Existe una clasificación de las resinas compuestas en función al tamaño y distribución de las partículas de relleno, aunque existen otros subgrupos para las resina híbridas. Una resina compuesta híbrida combina relleno pequeño con micro rellenos. Las propiedades de las principales clasificaciones de las resinas compuestas son (tabla1)¹:

TABLA 1

Tipo de resina compuesta	Tamaño de partícula	Uso clínico
Tradicional= partícula grande	1-50µm vidrio	Zonas de gran tensión
Híbrido = partícula gde	(1) 1-20 µm vidrio (2) 0,04 µm sílice	Zonas de gran tensión que requieren gran calidad en el pulido (clases I,II,III y IV)
Híbrido = partícula M	(1) 0,1-10µm vidrio (2) 0,04µm sílice	Zona de gran tensión que requieren gran calidad en el pulido (clase III y IV)
Híbrido = partícula pequeña/PP	(1) 0,1-2µm vidrio (2) 0,04µm sílice	Zonas de tensión moderada que requieren gran calidad en el pulido (clase III y IV)
Híbrido condensable	Híbrido de partícula pequeña media con baja fracción de relleno	Situaciones que necesitan una mejor condensabilidad (clases I y II)
Híbrido fluido	Híbrido de partícula media pero con una distribución más fina en el tamaño de las partículas	Situaciones en las que se necesita fluidez o donde es difícil el acceso (clase II)
Microrrelleno homogéneo	0,04µm	Zonas de baja tensión y área subgingival que requieren un mayor acabado y pulido
Microrrelleno heterogéneo	(1) 0,04µm sílice (2) Partículas de resina prepolimerizadas que contienen sílice de 0,04µm de tamaño	Zonas de baja tensión y área subgingival donde es esencial una reducción en la contracción.

1.8 Resinas Compuestas Tradicionales

Sus partículas de relleno tienen un tamaño relativamente grande, también se conocen como resinas de macrorelleno o resinas compuestas convencionales. El relleno que se utiliza es la sílice amorfa pulverizada y el cuarzo. La carga de relleno es por lo general del 70 al 80% en peso o del 60 al 70% de volumen. Su módulo de elasticidad es de cuatro a seis veces mayor y la resistencia a la tracción es más del doble. Se reduce la absorción de agua, contracción de polimerización y la expansión térmica. Estas diferencias contribuyen a generar tensiones de contracción y expansión, que se deben reducir para aumentar la durabilidad. La dureza es mayor en las resinas compuestas que las resinas acrílicas sin relleno, son más resistentes a la abrasión que los acrílicos sin relleno. Las resinas compuestas que utilizan cuarzo o sílice amorfo con radiolúcidas. Su principal desventaja se produce como consecuencia del desgaste por abrasión. Deja al descubierto las partículas de relleno más resistentes al desgaste. El pulido crea una superficie rugosa con tendencia a la pigmentación. Son de menor calidad que los materiales específicamente diseñados como “resinas compuestas para posteriores”¹.

1.9 Compuestas De Partícula Pequeña

Se reduce el tamaño de las partículas inorgánicas de relleno a un rango de 0,5 a 3 μm . Esta distribución facilita una gran carga de relleno y las resinas compuestas de partícula pequeña (PP) contienen más relleno inorgánico. El principal relleno consiste en partículas trituradas revestidas de silano. El sílice coloidal se añade en cantidades de aproximadamente el 5% en peso para ajustar la viscosidad de la pasta de forma que permita la condensación de en la cavidad. La resistencia a la compresión y el módulo elástico de estas resinas es mayor que el de las resinas tradicionales, la resistencia a la tracción es el doble y 1.5 veces mayor que en la tradicional. El coeficiente de expansión térmica es menor. El uso de relleno pequeño y alta densidad hace que tenga una superficie suave parecida a las de Microrrelleno, provocando mayor resistencia al desgaste y menor contracción ante la polimerización. Su relleno con cristales que contienen metales pesados son radiopacos, facilitando el diagnóstico de caries secundarias, pero también son blandos y proclives a hidrolizarse y disolverse en agua, por lo que se ablandan y muestran tendencia al desgaste disminuyendo la durabilidad¹.

Debido a la alta carga de relleno y a la gran resistencia están indicadas en situaciones con gran tensión propensas a la abrasión como las clases IV¹.

1.10 Resinas Compuestas De Microrrelleno

El concepto de esta resina alude al esfuerzo de la resina gracias a este tipo de relleno, a la vez que presenta una apariencia superficial muy suave, similar a la obtenida con las restauraciones directa de las resinas acrílicas sin relleno. Este relleno de sílice coloidal se puede añadir directamente a la resina y en grandes cantidades. Tienen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las resinas compuestas tradicionales, debido a que el 40-80% del volumen del material lo constituye la resina. Hay una disminución de la resistencia a la tracción debido a la unión débil entre las partículas prepolimerizadas y la matriz. Presentan una resistencia notable al desgaste durante varios años. Sin embargo, a largo plazo, si las resinas compuestas de microrrelleno se colocan en zonas con gran desgaste, empiezan a romperse o a desgastarse rápido como para ser clínicamente aceptables. En comparación con las resinas acrílicas sin relleno, tienen el mejor

terminado de superficie lisa de todas las restauraciones estéticas. En situaciones de gran resistencia de carga como clases II y IV el potencial de fractura es mayor, se observan desajustes por astillamiento. Se recomienda el uso de fresas de diamante para el recortado y minimizar el riesgo de astillamiento¹.

1.11 Resinas Compuestas Híbridas

Surgen en un esfuerzo por obtener superficies más lisas. Las propiedades físicas y mecánicas oscilan entre las resinas compuestas tradicionales y las de PP. Suelen ser superiores a las resinas de microrrelleno, tienen suficiente radiopacidad como para detección radiográfica de caries secundarias y otros diagnósticos radiológicos. Debido a su superficie lisa y buena resistencia, tienen un amplio uso en dientes anteriores clase IV y a menudo se emplean en restauraciones posteriores sometidas a tensión¹.

Se denominan así por estar conformadas por grupos poliméricos (fase orgánica) reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje de 60% o más del contenido total con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 micrómetro, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 micrómetros. Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología. Sus características son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja absorción de agua, excelentes características de pulido y texturización, abrasión y desgaste muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, coeficiente de expansión térmica similar a la del diente, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia².

1.12 Resinas Compuestas Fluidas

Son baja viscosidad lo que las hace más fluidas que la resina compuesta convencional. En ellas está disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se han eliminado de su composición algunas sustancias o modificadores cuyo principal objetivo es mejorar las características de manipulación. Entre sus ventajas destacan: la alta humectabilidad de la superficie dental, lo que se traduce en el aseguramiento de penetración en todas las irregularidades de la misma, puede formar espesores de capa mínimos que mejora o elimina las burbujas de aire, (poseen alta flexibilidad por lo que tiene menos posibilidad de desalojo en áreas de concentración de estrés, son radiopacas y se encuentran disponibles en diferentes colores. Como inconvenientes señalaremos: la alta contracción de polimerización debido a la disminución del relleno y propiedades mecánicas inferiores. Algunas de las indicaciones que pueden subrayarse para estos materiales son: la aplicación para restauraciones de clase V, los procesos consuntivos cervicales, las restauraciones oclusales mínimas o bien como materiales de base en cavidades de clase I o II en zonas con esmalte socavado².

1.13 Resinas Compuestas Condensables

Forman dos categorías especiales de las resinas híbridas. Se introdujeron a finales de la década de los 90, para hacer posible aplicar técnicas de condensación como en la amalgama. Las características del empaquetado o condensado se producen gracias a la inclusión de partículas de relleno fibrosas y alargadas de aproximadamente 100µm de longitud y superficie texturizada que presentan gran capacidad de engranaje y resistencia a la fluidez. Lo que provoca ser moldeada con los instrumentos para amalgama. Las

superficies rugosas le confieren una consistencia que permite condensarse y mejorar sus propiedades clínicas¹.

Son resinas compuestas con alto porcentaje de relleno. Sus ventajas son: la posibilidad de ser condensadas (como la amalgama de plata), mayor facilidad para obtener un buen punto de contacto y una mejor reproducción de la anatomía oclusal. Su comportamiento físico-mecánico es similar al de la amalgama de plata, superando a las de los composites híbridos; sin embargo, su comportamiento clínico, según estudios de seguimiento es similar al de los composites híbrido. Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de composite y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores. Su principal indicación radica en la restauración de cavidades de clase II con el fin de lograr, gracias a la técnica de condensación, un mejor punto de contacto².

Marcas Comerciales Actuales



Ilustración 1 A) 3m B) Ivoclar C) Heraus Kulzer

Capítulo 2. Aleaciones Metálicas Para Prótesis Fija Metal Porcelana

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

Los metales son usados en odontología en una variedad de 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, cinc, indio, berilio, estaño, cobre⁴.

Después de pasarse por varias clasificaciones, en 1984 la ADA²⁸ propuso una clasificación simple para las aleaciones dentales vaciadas. Se describen tres categorías: noble alta (HN), noble (N) y predominante de metal base. El sistema de clasificación está basado en el contenido de metal noble de la aleación⁴.

- Noble alta: > 40% de Au y > 60% de elementos de metal noble
- Noble: > 25% de elementos de metal noble
- Metal base: < 25% de elementos de metal noble

2.1 Aleaciones Preciosos

Está conformado por aleaciones de oro para colados, cuyas características, composición y propiedades físicas se regulan por la especificación N. ° 5 de la Sociedad Dental Americana ADA⁴.

La especificación reconoce 4 tipos de aleaciones:

- Aleación tipo I —blanda—. Contenido mínimo de metales nobles oro y platino menor al 83%. Su aplicación clínica es en incrustaciones pequeñas para clase III o V, es decir en restauraciones que no reciban choque masticatorio directo.
- Aleación tipo II —media—. Contenido mínimo de metales nobles oro-platino menor al 78%. Para incrustaciones en técnicas de operatoria, clases I, II, MOD.
- Aleación tipo III —dura—. Contenido mínimo de metales nobles oro-platino menor al 78%. Tipo ideal para todos los trabajos de prótesis parcial fija.
- Aleación tipo IV —extra dura—. Contenido mínimo de metales nobles oro-platino menor al 75%. Indicada para aparatos removibles o para prótesis fija extensa en donde se espera gran esfuerzo masticatorio.

2.2 Aleaciones Semipreciosos

Las aleaciones nobles, comprenden una gran variedad de aleaciones cuya base principal es plata-paladio-platino. Algunas contienen también oro. Existen cuatro clases de aleaciones nobles: las de Au-Cu-Ag-Pd, las de Au- Ag-Pd-In, las de Pd-Cu-Ga y las de Ag-Pd.⁷ Por ser más económicas, Asgar predijo en 1988 que las aleaciones altas en paladio eran los “metales nobles del futuro”. Los puntos de fusión de estas aleaciones son comparables a los de las de alta nobleza, y las propiedades físicas de la mayoría de ellas están a medio camino entre las aleaciones de alta nobleza y las de metal base⁴.

Habitualmente se eligen aleaciones nobles por su relativa economía y sus mejores propiedades mecánicas (en comparación con las de las aleaciones muy nobles) que las

hacen más adecuadas para el trabajo de las prótesis de mucha estética y las subestructuras metálicas más delicadas⁴.

2.3 Aleaciones De Metal Base

Las aleaciones de metal base están compuestas de metales no preciosos, excepto el de más común inclusión: berilio (1-3%) que es un metal precioso, pero no noble, que ayuda a que el vaciado de la aleación sea más exacto. Hay tres subclases en esta categoría: níquel-cromo, cobalto-cromo y titanio. A estas aleaciones se les adicionan otros elementos para mejorar sus propiedades físicas y químicas, como boro, carbono, cobre, cerio, galio, silicio, estaño, manganeso, titanio, zirconio, hierro, niobio. Las aleaciones más comúnmente usadas para la confección de prótesis parcial removible son: Ni-Cr-Be y Co-Cr por su alta solidez, resistencia a la corrosión. Tienen conductividad térmica menor que las aleaciones de alta nobleza, aunque no hay diferencia significativa en la incidencia del frío y el calor en el paciente.⁴

En resumen, las aleaciones metal base son económicas, tienen mayor densidad, gran dureza y rigidez y son resistentes a la corrosión, pero hay evidencias que muestran que la técnica de la aleación es sensible con respecto a la fundición, la adherencia a la porcelana, la compatibilidad térmica con la porcelana, la potencial decoloración de la porcelana y la soldadura.⁴

2.4 Propiedades De Los Metales

Sólidos: en su gran mayoría, con excepción del mercurio y el galio.

Ductilidad y maleabilidad: es la capacidad que tiene un metal de formar hilos y laminarse en hojas delgadas.⁴

Expansión térmica: a medida que se eleva la temperatura de un metal, éste se expande. Esta propiedad ha permitido dar a los metales muchas aplicaciones prácticas, por ejemplo: la expansión que sufre el mercurio, es empleada en los termómetros varía desde el gris azul del plomo, hasta el llamado color plata, hay excepciones como el oro, que es amarillo y el cobre que es rojizo en apariencia. En algunos metales aparece más de un color; este fenómeno se denomina pleocromismo.⁴

Densidad: la densidad de un metal se expresa generalmente en relación con el peso del agua, si un metal pesa tres veces más que un volumen equivalente de agua, se dice que tiene una densidad de 3. Los metales son los elementos más pesados, el de mayor densidad es el osmio. En el grupo de los más pesados están: el plomo, el mercurio, el oro y el platino.⁴

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.⁴

Maleabilidad: es la capacidad que tienen los metales a deformarse ante fuerzas compresivas.⁴

Las aleaciones para restauraciones protésicas se han incrementado enormemente en los últimos veinticinco años. Las de hoy tienen abundante número de metales que incluyen oro, paladio, plata, níquel, cobalto y titanio.⁴

2. 5 Aleaciones Semipreciosas Y Preciosas Para Prótesis Metal Cerámicas

Las aleaciones metal-cerámicas originales contenían un 88% de oro y eran demasiado blandas para soportar las tensiones a las que se somete a restauraciones como las prótesis parciales fijas durante su uso. Debido a que no existía evidencia alguna de que se produjera un enlace químico entre estas aleaciones y la cerámica, por lo que el uso de retención mecánica y rielas evitaba que la cerámica se despegara. Después se vería que la fuerza de la unión de la porcelana a este tipo de aleación era menor que la propia de cohesión de la porcelana, lo que significa que si se produjese una fractura en la prótesis metal-cerámica, afectaría con mayor probabilidad la interface entre el metal y la porcelana. Añadiendo menos de un 1% de elementos formadores de óxidos como el hierro, el iridio y el estaño a esta aleación de alto contenido en oro, la fuerza de la unión entre el metal y la porcelana se multiplicaba por tres.⁵

La adición del 1% de metales base a una aleación de oro, paladio y platino era suficiente para producir una pequeña capa de óxido sobre la superficie de la subestructura que hiciera posible que la fuerza de la unión entre el metal y la porcelana sobrepasase la fuerza de adhesión de esta última. Este nuevo tipo de aleación, se convirtió en el estándar para las prótesis metal-cerámicas. Como consecuencia de las presiones económicas, apareció otro tipo de aleaciones con base de oro, paladio y metal- cerámicas, al tiempo que se desarrollaban también metales base para este mismo propósito.⁵

A pesar de la gran variedad de composiciones químicas, todas las aleaciones de acuerdo a sus principales elementos químicos comparten, al menos tres características comunes⁵:

- 1) Capacidad de unirse a las porcelanas.
- 2) Su coeficiente de contracción térmica son compatibles con los de éstas.
- 3) Su temperatura de solidus es lo suficientemente alta para permitir la aplicación de porcelanas de baja fusión.⁵

Los coeficientes de expansión térmica (CET) tienden a tener una relación recíproca con los puntos de fusión de las aleaciones debido a una relación inversamente proporcional con la resistencia de los enlaces interatómicos y con el intervalo de fusión de las mismas, es decir, cuanto mayor sea la temperatura de fusión de un metal, menor será su CET. Este factor es importante para diferentes cerámicas dentales. Las aleaciones metal-cerámicas también suelen denominarse de *porcelana fundida a metal* (PFM) o *aleaciones metal-cerámicas*. El término más adecuado es *metal-cerámicas*.⁵

2.5.1 Aleación Oro-Paladio-Plata (bajo contenido en plata)

Esta aleación contiene entre un 5 y un 11.9% de Ag. Su excelente resistencia al deslustrado y corrosión, así como su relativa independencia con respecto a la sensibilidad de la técnica de unión a la porcelana y en relación con sus contracciones térmicas, han contribuido a su éxito a largo plazo. La desventaja de estas aleaciones es el descoloramiento de la porcelana cuando el vapor de plata se libera y se deposita sobre su superficie.⁵

2.5.2 Aleación Oro-Paladio-Plata (alto contenido en plata)

Las aleaciones de oro que contienen un 12% o más de Ag constituyen el 20% de las existentes actualmente y son aleaciones de Au-Pd-Ag, Pd-Au-Ag y Pd-Ag. Las de Au-Pd con alto contenido en plata han sido buena alternativa, a las que contienen cantidades aún mayores de oro, pese a la posible decoloración de la porcelana. Estas aleaciones son

blancas y se usan debido a su bajo costo y propiedades físicas. Las más usadas contienen entre un 39 y un 53% de Au y entre un 25 y un 35% de Pd. Una aleación de estas tiene una dureza Vickers (DV) de 220, un límite elástico de 421MPa, con un valor de elongación del 10% y un límite de ruptura de 552MPa. En comparación con las aleaciones de Cr-Ni-Be que tienen una DV de 350, una aleación de oro es más fácil de devastar y pulir a causa de su baja dureza. Se aconseja evitar el uso de estas aleaciones cuando se requieran colores más claros y productos cerámicos sensibles a la decoloración por la plata.⁵

2.5.3 Aleación Oro-Paladio

La primera aleación de este tipo fue la Olimpia de Herauz Kulzer, introducida por J.F Jelemko y cols en 1977. Se diseñó para evitar la decoloración de la porcelana (no tiene plata) y conseguir un coeficiente de contracción térmica inferior al de las aleaciones de Au-Pd-Ag o Pd-Ag. Cuando se usan con porcelanas compatibles, las aleaciones de Au-Pd se consideran casi ideales porque no contienen plata y la oxidación superficial es casi imperceptible. Por ello las posibilidades estéticas que ofrecen las prótesis metal-cerámicas a base de aleaciones de Au-Pd sin plata son comparables con las que se consiguen de Au-Pt-Pd. La resistencia al combado es mejor que las de Au-Pt-Pd. Su colado, resistencia a la corrosión y adhesión a la porcelana son excelentes. Las aleaciones de este tipo tienen una DV de 200, un límite elástico de 570 MPa y una elongación aproximada del 20%. El contenido de oro de Au-Pd varía entre el 45 y 52% y el del paladio entre el 37 y 45%.⁵

2.5.4 Aleación Paladio-Oro

Al igual que las aleaciones de Au-Pd, no contienen plata, por lo que no hay decoloración. No existe información de su uso clínico y en laboratorio, pero sus propiedades físicas son similares a las de las aleaciones de Au-Pd.⁵

2.5.5 Aleación Paladio-Oro-Plata

Este grupo es similar al de las aleaciones de Au-Pd-Ag en cuanto a la probabilidad de decoloración. Estas contienen oro en torno al 5 y al 32% y la plata entre el 6.5 y 14%. Debido a que contienen mayor cantidad de plata, esperando mayor decoloración de la porcelana. Los coeficientes de contracción térmica se incrementan al aumentar el contenido de plata.⁵

2.5.6 Aleación Plata-Paladio

Se introdujo en el mercado estadounidense en 1974 como la primera aleación noble sin oro, para restauraciones metal-cerámicas, estas aleaciones se han designado en ocasiones como semipreciosas. Las composiciones de las aleaciones de Pd-Ag se encuentran dentro de un estrecho rango comprendido entre el 53 y el 61% de Pd y el 28 a 40% de Ag. Suele añadirse estaño o iridio para incrementar la dureza de la aleación y promover la formación de óxido y una adecuada unión a la porcelana. Se necesita un equilibrio para mantener la temperatura del colado razonablemente baja y un coeficiente de contracción térmica compatible. La sustitución de oro por paladio incrementa el rango de fusión, pero disminuye el coeficiente de contracción. El aumento en plata tiende a reducir el rango de fusión e incrementa el coeficiente de contracción.⁵

Debido a su alto contenido en plata, en comparación con otras aleaciones a base de oro, efecto de la decoloración de la plata es más grave. Los acondicionadores metálicos del

oro o los agentes de recubrimiento cerámicos pueden minimizar este efecto. Sin embargo, muchas de las porcelanas actuales están formuladas para minimizar o eliminar este efecto. Aproximadamente el 28% de estas aleaciones con menor contenido de plata son más fáciles de bruñir. Una aleación con una DV de 170 a 180, un límite elástico de unos 460 MPa y un valor de elongación del 25% debería bruñirse con facilidad. Las de este tipo son fáciles de desbastar y pulir. La mayoría de las aleaciones Pd-Ag tienen una adhesión a la porcelana aceptable. Sin embargo, existe un estudio que indica que algunas de estas aleaciones pueden formar óxidos internos en vez de externos. En lugar de la formación de una capa externa de óxido, que es lo deseable, se desarrollan nódulos de Pd-Ag sobre la superficie que mejora la retención de la porcelana gracias a una unión mecánica en lugar de química. En general, la compatibilidad térmica de estas aleaciones es buena, excepto con ciertas porcelanas de baja expansión.⁵

2.5.7 Aleación Paladio-Cobre-Galio

Datan de la patente del año 1983 para las aleaciones Option (Ney), fueron muy populares en la década de los noventa. El odontólogo debe ser consciente del efecto que tener sobre la estética el color marrón oscuro o negro del óxido que se forma durante el proceso de oxidación y los ciclos posteriores de cocción de la porcelana. El técnico de laboratorio debe ser cuidadoso a la hora de enmascarar completamente este óxido con porcelana opaca y así eliminar la antiestética banda oscura que aparece en las uniones entre ésta y el metal. También es importante asegurarse de que el óxido que se forma en la superficie del metal durante el tratamiento de oxidación sea marrón y no negro. Debido a los problemas estéticos que pueden presentarse. Las diferencias en la composición de las aleaciones de Pd-Cu-Ga originales da lugar a una amplia gama de propiedades mecánicas: el límite elástico varía de 520 a más de 1.200 MPa, el porcentaje de elongación a la fractura oscila entre un 7 y un 30% y la dureza varía de aproximadamente 265 a más de 400. La DV de algunas aleaciones de Pd-Cu-Ga originales es tan alta como las de metal base, por lo que su capacidad de bruñido será pobre, a excepción de las áreas marginales, que son relativamente delgadas.⁵

Estas aleaciones son más sencillas de manejar que las de metal base, el control cuidadoso de su composición por parte del fabricante ha dado lugar a aleaciones de Pd-Cu-Ga con una DV inferior a 300, existen datos de distorsión en copias metálicas ultra finas (0.1mm). La mayoría de los cambios dimensionales se producen durante la fase inicial de oxidación y como resultado de una presión o tiempo excesivo en el arenado.⁵

2.6 Aleaciones En Las Que Predominan Los Metales Base

En algunos casos son denominadas no preciosas, contienen menos del 25% de su peso de metales nobles, sin incluir el oro. La mayoría de estas, empleadas en prótesis fija son de níquel-cromo (Ni-Cr), aunque también se han creado algunas aleaciones de cobalto-cromo (Co-Cr) para porcelana.⁶

2.6.1 Aleación Níquel-Cromo

El valor del módulo de elasticidad es muy superior al de las aleaciones metales nobles. Por lo tanto, las prótesis fijas a extensión fabricadas con aleaciones Ni-Cr sufren mucho menos deformación que las fabricadas con aleaciones de metales nobles, teniendo menos probabilidad de fractura de los componentes frágiles de la porcelana dental. Estas aleaciones dependen más de la técnica empleada y se consideran más difíciles de colar que una aleación de metal noble.⁶

2.6.2 Berilio

Muchas aleaciones de Ni-Cr contienen hasta un 2% de su peso en berilio. El motivo principal es reducir el rango de fusión y disminuir la viscosidad de la aleación fundida, facilitando el colado. El berilio fortalece la aleación e influye en el grosor de la capa de óxido cuando ésta oxida para cocer la porcelana. La capa de óxido se puede fracturar, con el consiguiente fracaso de la restauración metal base y cerámica. La utilización de berilio ha hecho surgir ciertas dudas; las más destacadas es cuando se compara la densidad del níquel 8.9 g/cm^3 y el cromo 7.2 g/cm^3 con la del berilio 1.8 g/cm^3 , el 2% de berilio que contiene la aleación equivale aproximadamente al 10% de átomos de berilio. Como consecuencia la proporción de berilio es relativamente alta.⁶

Marcas comerciales

Ilustración 2. YETI



Ilustración 5. VERABOND



CAPITULO 3. Cerámicas Dentales

La definición más cercana al concepto cerámica, puede relacionarse con el término griego *Keramos*, “Arcilla quemada”.⁵ Las primeras manipulaciones para producir cerámica datan del año 23,000 A.C y hace 3,000 años se registran en la historia piezas de porcelana más dura. En 1717 el bioquímico francés Alex Duchateau, observando el material de los recipientes utilizados en su laboratorio farmacéutico, se confeccionó un puente removible hecho de porcelana. A principios del siglo XIX, el dentista italiano G. Fonzi publicó el primer método para producir dientes unitarios cerámicos unidos a pernos metálicos y a mediados del mismo siglo, el laboratorista E. Maynard elaboró las primeras coronas de recubrimiento parcial con porcelana, siendo hasta 1884 que se desarrolló el primer horno para porcelana de uso dental. En 1886, se presentó el primer sistema de cocción de porcelana sobre hoja de platino para la confección de coronas estéticas y fue a principios del siglo XX que se elaboraron las primeras coronas metal porcelana de cocción por capas para un paciente. En 1930 se confeccionaron los primeros sistemas vitrocerámicos de reconstrucción dental por el método de la cera perdida y el vaciado de una matriz vítrea.⁶

Durante la posguerra de los años 50's se desarrollaron sistemas de porcelana fundida sobre metal de alta fusión. En 1958 Vines y colaboradores desarrollaron un sistema de procesamiento de porcelanas al vacío, eliminando las burbujas en el material, mientras que Mc Lean en 1965, presentó el sistema de coronas llamadas de cerámica pura a base de un núcleo de óxido de aluminio al 50% cubierto 4 por porcelanas feldespáticas. En 1982 la Universidad de Nueva York se desarrolló las primeras carillas de porcelana pura cementadas por técnica adhesiva y en 1983 Cerestone nace como el primer sistema cerámico considerado de alta resistencia útil en áreas posteriores, aunque ya en 1980 Mormann y Brandestini habrían desarrollado el sistema CEREC (Ceramic Reconstruction), reportando resultados hasta 1985.⁷

En 1986 en Zúrich, W Mormann se independizó y presentó su sistema CEREC mejorado, aunque se sabe que ya en 1983 François Duret habría publicado el método de producción para prótesis dentales de porcelana pura, pero fue hasta 1986 que publicaría su artículo titulado: Computerized Dentistry, el cual describió a detalle el sistema de diseño y manufactura asistidos por computadora denominado CAD/ CAM.⁷

En 1996 Weigh da a conocer un sistema llamado IPS Empress de cerámica pura y para 1998 reveló el sistema IPS para cerámica prensada, siendo en el año 2001 cuando salió al mercado como CEREC In Lab y en ese mismo año se instituyó la Escuela de Atenas, la cual propone la reconstrucción estética basada en coronas de cerámica pura, finalmente en el año 2002 se da a conocer la cerámica modificada por estratificación con Apatita de flúor reforzada por Leucita, disilicato de Aluminio y óxido de Zirconia, al mismo tiempo que en Europa se develaron los sistemas denominados: Eris for E2, así como Cercon-Ceram, los cuales se basan en armazones de óxido de Zirconia cubiertos por capas de porcelana. Desde entonces hasta ahora los sistemas cerámicos siguen evolucionando.⁷

3.1 Cerámicas

Pueden estar formadas por cristales, cerámicas, vitrocerámicas o estructuras altamente cristalinas. Las propiedades de las porcelanas están diseñadas para aplicaciones dentales, son más resistentes a la corrosión que los plásticos, no reaccionan con la mayoría de los líquidos, gases, álcalis y ácidos. Pueden permanecer estables durante largos periodos de tiempo. Su resistencia a la flexión y a la fractura es de buena a

excelente. La mayoría de las porcelanas dentales son compuestos de oxígeno con metales ligeros o pseudometales (metaloides). Se caracterizan por su naturaleza refractaria, su alta dureza, la susceptibilidad a la fractura quebradiza ante tensiones relativamente pequeñas.⁵

Para su aplicación en odontología, es deseable una dureza menor a la del esmalte y una superficie fácil de pulir para minimizar el desgaste que la porcelana puede producir sobre el esmalte. Una superficie glaseada es beneficiosa e incrementa la resistencia a la fractura y reduce el potencial de abrasión.⁵

La susceptibilidad a la fractura es una desventaja cuando coexisten esfuerzos de tensión, que sean inertes químicamente es una característica que asegura la superficie de la restauración evitando liberar elementos dañinos y reduciendo el riesgo de asperización de la superficie y la posibilidad de adherencia bacteriana. Otra característica es la capacidad para combinar e imitar la apariencia de dientes naturales y su capacidad de aislamiento ante conductividad térmica o eléctrica.⁵

3.2 Fabricación De La Cerámica

Es una mezcla de cuarzo (SiO_2), feldespato y otros óxidos. Durante la fabricación, los materiales se calientan a temperatura elevada para formar una masa vidriosa y posteriormente se enfría rápidamente sumergiéndola en agua, lo que hace que la masa vidriosa se fracture en pequeñas piezas, el resultado se denomina *frita*. La frita se obtiene a temperaturas mucho mayores que las empleadas durante la fabricación de una restauración. La mayoría de las formulaciones diseñadas para el uso de metal-cerámica son similares a las descritas por Weinstein y cols. Consisten en una mezcla de dos fritas: una frita de vidrio de fusión baja y una frita de gran expansión compuesta por leucita cristalina (KAlSi_2O_6) con simetría tetragonal. Esta combinación supera dos de las principales dificultades al revestir el metal con porcelana: mantiene por debajo la temperatura de cocción de la porcelana por debajo del rango de fusión del metal y cuenta con una expansión térmica suficientemente elevada para ser compatible con el metal.⁶

Tras la fase de cocción en el laboratorio, las cerámicas tienen aproximadamente un 20% del volumen de cristales tetragonales de leucita dispersados en una matriz vidriosa. La estructura de esta matriz es una estructura aleatoria de Si-O. El átomo de silicio se combina con cuatro átomos de oxígeno en una configuración tetraédrica, el cual se une a enlaces covalente e iónicos formando una estructura metaestable.⁶

Normalmente, se añade sodio y potasio a la composición para contribuir a romper la red de Si-O, por lo que se denominan modificadores vítreos. En las cerámicas dentales, el sodio y el potasio se añaden mediante los feldespatos, produciendo dos consecuencias⁴:

- a) Reducir la temperatura de fusión del vidrio.
- b) Aumentar el coeficiente de expansión térmica.

Si no se ajusta la composición del vidrio, se puede producir una ruptura general y una reorganización de la red de Si-O, provocando la cristalización del vidrio denominada *desvitricación*. Este fenómeno se puede producir en las cerámicas si se cuece con mucha frecuencia y se asocia a un aumento del coeficiente de expansión térmica y de la opacidad.⁶

El feldespato también tiene aluminio (Al_2O_3) actúa como óxido intermedio aumentando la viscosidad y la dureza del vidrio, dando como resultado una buena resistencia al hundimiento o flujo piropástico; esta resistencia es necesaria para obtener la configuración deseada para restauración⁶.

3.2.1 Clasificación De Las Cerámicas Dentales.

En los últimos diez años, se ha registrado un aumento considerable de materiales cerámicos para confección de restauraciones puras en porcelana. Cada uno de estos materiales utiliza un abordaje diferente con la finalidad de mejorar las propiedades mecánicas, sin interferir en las propiedades estéticas. Estos materiales pueden ser clasificados de acuerdo con su técnica de procesamiento y de acuerdo con las diferentes composiciones químicas.⁸

La temperatura de fusión ha sido la forma clásica de clasificar las cerámicas:¹⁰

Cerámicas De Alta Fusión 1300°C: se utilizan para la confección de dientes artificiales prefabricados para las prótesis removibles. Suelen tener importantes cambios dimensionales.

Cerámicas De Media Fusión 1101-1300°C: son empleadas para realizar las coronas Jacket sobre lámina de platino.

Cerámicas De Baja Fusión 850-1100°C: son para recubrimiento estético del metal, son las más empleadas.

Cerámicas De Ultra Baja Fusión 660-780°C: son para recubrimiento de aleaciones de titanio y oro tipo IV de baja fusión. Solas pueden ser usadas en inlays/onlays de cerámica, se usan temperaturas bajas para disminuir el cambio térmico.¹⁰

De acuerdo a la composición química, las cerámicas que encontramos son:

Feldespáticas

Fueron las primeras porcelanas utilizadas en la confección de restauraciones protésicas, siendo las más estudiadas actualmente y las más usadas como material de restauración. Están constituidas básicamente de feldespato, cuarzo y caolín. Los componentes básicos son químicamente muy semejantes, ya que las partículas diferentes pueden tener un efecto profundo en el control del color.⁸

El feldespato es el principal componente, constituyendo del 75 al 80% del producto final. El feldespato se funde a una temperatura aproximada de 1300°C y se torna parte de un vidrio y parte de un material cristalino denominado leucita. El cuarzo es utilizado en forma de cristales puros de silicio. Generalmente permanece inalterado en su forma cristalina durante la cocción de la porcelana, formando un armazón que aumenta la resistencia de la restauración. El caolín o arcilla constituye cerca de 3 a 4% y es un silicato de alúmina hidratado que sirve como aglutinante para mantener la forma dada por el técnico, antes de introducirse al horno.⁸

Al polvo de porcelana se le agrega una mezcla de agua con glicerina y es agregado en capas sobre el metal de una restauración metal cerámica, luego se coloca en un horno a altas temperaturas. Los pigmentos son óxidos o partículas cerámicas finas que proporcionan delicados tonos de color para la caracterización de un diente natural. Los

óxidos de estaño y zirconio aumentan la opacidad; el de níquel y hierro y proporcionan el color marrón entre muchos otros óxidos que caracterizan el color de las porcelanas⁷.

Las porcelanas feldespáticas pueden ser empleadas en la confección de restauraciones metal cerámicas, carillas de cerámica, coronas puras de porcelana e incrustaciones en porcelana, también pueden ser usadas para confeccionar restauraciones en asociación con otros sistemas, en donde la porcelana feldespática recubre una porcelana aluminizada produciendo mayor resistencia a la fractura⁸.

La porcelana feldespática es usada como recubrimiento, pues presenta excelentes características de translucidez y color semejante al diente natural⁸.

Aluminizada

La resistencia baja de las porcelanas feldespáticas indujo a Mclean a desarrollar una cerámica reforzada por alúmina. Esta porcelana incorpora de 40 a 50% de cristales de óxido de aluminio a las porcelanas tradicionales, brindando mayor resistencia a la estructura ya que evita las grietas. Esta adición de óxido de aluminio aumenta 2 veces más el módulo de ruptura, reduciendo la translucidez de la porcelana aluminizada, y limitando su uso como base de la porcelana feldespática convencional.⁸

Cerámicas vítreas

Son materiales que se fabrican mediante una cristalización controlada de vidrios con determinadas composiciones. Se caracterizan por tener una estructura uniforme, muy cristalina y no porosa, donde, además de una fase cristalina, conservan una parte de la fase vítrea como componentes estructurales.⁹

Son de origen silicatado. Algunas de las fórmulas más importantes son por ejemplo $\text{Li}_2\text{-ZnO-SiO}_2$, $\text{Li}_2\text{-MgO-SiO}_2$, $\text{MgO-Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2$ o $\text{K}_2\text{O-MgO-Al}_2\text{O}_3\text{-B}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-F}$. En la fabricación de una cerámica vítrea, primeramente se funde un vidrio a partir de las materias primas habituales. La elaboración o la conformación de las cerámicas vítreas se realizan normalmente en estado vítreo según el procedimiento habitual, por ejemplo, soplo, compresión, extensión o colado. Cuando se obtiene la forma final, la cristalización tiene lugar mediante un proceso de maleabilización controlado. Este proceso se realiza principalmente en dos fases:⁹

- primera fase: se calienta la materia prima hasta una temperatura en la que la velocidad de crecimiento de los cristales aún es bastante baja.
- segunda fase: la temperatura aumenta hasta que se consigue una velocidad óptima de crecimiento para los cristales que no llegue a deformar la pieza.

En las cerámicas vítreas hay que prestar mucha atención a la dilatación térmica (coeficiente de dilatación térmica lineal) en la fase vítrea y cerámica. Las fisuras o fracturas microscópicas o macroscópicas pueden suponer grandes diferencias.⁹

Cerámica Aluminizada Infiltradas de Vidrio

El sistema se ideó con el fin de eliminar la fragilidad asociada al sistema conocido como In-Ceram de Vita, constituido por una estructura semejante a la corona metal-cerámica, por lo que no se usa en metal, presenta alta resistencia y contiene 70% de alúmina pura con 20% de transmisión de luz. El sistema In-Ceram es considerado el más fuerte de los sistemas cerámicos libres de metales, que están disponibles. La resistencia flexural es

aumentada de tres a cuatro veces. Este sistema requiere un horno especial cuya sinterización y quema de la matriz vítrea se toma alrededor de dieciséis horas.⁸

Debido a la alta concentración de alúmina, el producto final es bastante opaco, inapropiado para uso externo, debe cubrirse con una porcelana con mejores propiedades estéticas. Estos sistemas están indicados para coronas individuales estéticas anteriores o posteriores, se puede usar en fijos de 3 unidades sin necesidad de usar una estructura de metal. Tiene mayor resistencia a la fractura y excelente adaptación marginal, además de estética. Su desventaja es el alto costo y la opacidad en el área gingival.⁸

Vitrocerámicos

Los cerámicos de silicatos o vitrocerámicos son preparados a base de cristales de sílice cuyo componente principal es el óxido de sílice (SiO), que puede contener pequeñas cantidades adicionales de alúmina, magnesia y zirconia cristalinos, u otros óxidos dopantes. Estos compuestos contienen una base cristalina obtenida por enucleación y crecimiento de cristales en la fase matriz de vidrio; de acuerdo a su proceso de fabricación, existen en el mercado 3 tipos generales de vitrocerámicos¹¹.

Porcelana de silicato de litio

Se usan para el recubrimiento de armazones de cerámica con y sin metal o también para la fabricación de restauraciones de cerámica sin metal.¹²

Las cerámicas de silicato, que sirven como cerámicas de recubrimiento deben subdividirse, con arreglo a los sistemas modernos de cerámica sin metal, primeramente en aquellas para armazones metálicos y en aquellas para armazones de cerámica sin metal.¹²

Marcas Comerciales



Ilustración 3. A) Excelsior B) Denpac C) Vita D) Ivoclar IPS Classic E) Vintage SHOFU F) Carmen H) Noritake I) IPS DSING

CAPITULO 4. ALEACIONES PARA PROTESIS PARCIAL REMOVIBLE

Entre los metales usados están los nobles preciosos de los que mencionamos las aleaciones del oro con plata, cobre, paladio. También se usan metales nobles no preciosos y entre ellos recurrimos a los aceros al cromo-cobalto. Las aleaciones de cromo cobalto no son tan susceptibles de tratamiento térmico, como las aleaciones de oro, y no pueden ser ablandadas para ajustes y re endurecidas luego como aleaciones de oro.¹³

Algunas veces las bases se construyen parte en metal y en parte en plástico por conveniencias estéticas, por la necesidad de la restauración, o en atención al costo y a veces suprimen cuando se recurre a la adaptación directa de dientes.¹³

4.1 Aleaciones

4.1.1 Cromo-Cobalto-Molibdeno

Es el metal más utilizado, siendo constituido de 64% de cobalto (Co), 29% de cromo (Cr) y 5% de molibdeno (Mo). El cobalto es el elemento fundamental para proporcionar dureza, resistencia y rigidez a la aleación. El cromo aumenta la resistencia a la corrosión y pigmentación, el molibdeno en función de partículas menores, torna la aleación más densa, compacta. Generalmente ausente de níquel, es que alergénico y de berilio que contamina el aire en el momento de la fundición. Este metal es biocompatible.¹⁴

El peso específico es relativamente bajo 8.5g por cm³. El cambio de estado entre sólido y líquido ocurre en torno de 1400°C. La temperatura de fundición es de 1500°C.¹⁴

4.1.2 Oro

Las aleaciones de oro para PPR contienen generalmente en torno de 60% de oro (Au), 20% de plata y 5% de paladio (Pd) o platina (Pt). A pesar de ser totalmente biocompatible, las estructuras en oro deben ser más reforzadas y tienen la gran desventaja con respecto a su peso específico, en torno de 14g por cm³. Debido a la elasticidad de la aleación, los ganchos en oro deberán ser calibrados con una retención mayor. Se indica un calibrado de 0.5mm. La temperatura de fusión del oro para PPR está en torno de 950°C. Los cilindros precalentados a 750°C.¹⁴

4.1.3 Titanio

El titanio (Ti) no es una aleación, sino un metal puro a 99.5 %. La utilización del titanio para PPR exige medidas especiales para su elaboración en costos aún muy elevado en equipamientos. El titanio tiene afinidades con el nitrógeno, oxígeno y carbono. La reacción entre la superficie del titanio y esos elementos, provenientes del aire o de sustancias en el revestimiento, es llamado de "alfa case". Por esta razón las fundiciones deben ser realizadas al vacío, con proyección de gas argón. Su peso específico, de 4.5g por cm³, permite estructuras extremadamente leves. El brillo del titanio no alcanza el brillo del Cr-Co. La temperatura de fusión del titanio es de 1668°C y los cilindros son precalentados a 430°C.¹⁴

La biocompatibilidad del titanio fue comprobada a través de 30 años de desarrollo técnico y 20 años de desarrollo clínico. El titanio presenta una biocompatibilidad con el tejido óseo, pero una gran cantidad de autores consideran que faltan todavía muchas investigaciones sobre el comportamiento de este metal.¹⁴

Marcas Comerciales



Ilustración 4 A) Dentaurum 2000 B) Vitalium C) Nobilium

CAPITULO 5. Clasificación Topográfica (Kennedy 1925)^{14,15}

Las más usadas, tienen la ventaja de una inmediata visualización del caso facilitando la planificación y el diseño de las piezas ausentes.

- Clase I: desdentado posterior bilateral
- Clase II: desdentado posterior unilateral
- Clase III: desdentado unilateral ubicada con dientes naturales remanentes anterior y posterior a ella.
- Clase IV: zona desdentada única, pero bilateral es decir cruzando la línea media ubicada en la zona anterior a los dientes naturales.
- Clase V: solo presenta dos molares de forma unilateral ya sea izquierda o derecha
- Clase VI: solo presenta dos dientes anteriores es decir los centrales.

5.2 Componentes De La Estructura Metálica

5.2.1 Conector Mayor

Es el elemento de la prótesis parcial al cual se unen directa o indirectamente todas las otras partes. Debe ser rígido, de modo que las cargas aplicadas sobre cualquier parte puedan ser distribuidas sobre el área de soporte total. Incluyendo los dientes pilares y los tejidos de la zona de soporte subyacente. Así resiste la torsión que de otra manera sería transmitida a los pilares como palanca.¹⁴

El conector mayor debe ser ubicado en una relación favorable para los tejidos móviles y al mismo tiempo, debe impedir la obstaculización de los tejidos gingivales. Debe así mismo ubicarse de modo que las zonas de prominencia tisular u ósea, se alteren durante su uso de la prótesis. Debe existir alivio suficiente debajo de un conector mayor para evitar que se asiente sobre zonas dura como un torus palatino o mandibular. Por lo tanto el alivio debe ser planificado debajo del conector mayor, cuando está indicado, evita la necesidad de ajustes posteriores para brindar el alivio prótesis cuando el daño a los tejidos se ha producido.^{14,15}

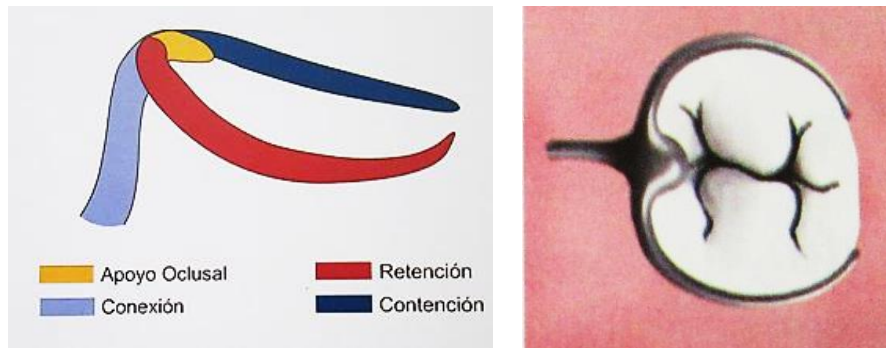
En este caso hablemos de una barra lingual inferior la forma básica es la barra lingual de forma de media pera, ubicada sobre los tejidos móviles, pero lo más debajo posible de los tejidos del piso de la boca no estén obstaculizados cuando se elevan durante la actividad normal, como al tragar, hablar, etc.¹⁵

5.2.2 Tipos De Ganchos

Los ganchos deben ser suficientemente retentivos para que la prótesis no sea dislocada por esfuerzos funcionales normales. El tipo de gancho a usar depende del tamaño de la localización de los espacios desdentados, del grado de inclinación y la retención disponible. La estética es un factor importante que no debe comprometer al funcionamiento de la prótesis.¹⁴

❖ Gancho circunferencial de Acker o GCA

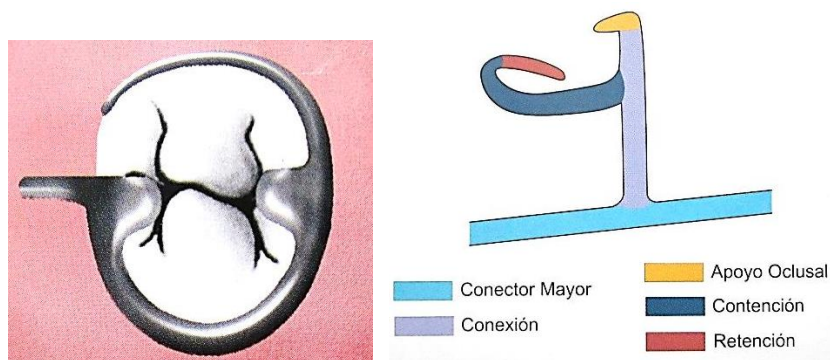
Su punta activa está localizada dentro del tercer tercio del lado vestibular del diente. Está indicado para molares, pre molares y eventualmente en caninos en los casos de la clase III de Kennedy. No está indicado en extremos libre en función distal del apoyo. El brazo de oposición, rígido, es indicado para todos los tipos de ganchos y no debe invadir el área retentiva, solo sigue la línea del ecuador sin nunca sobrepasarla.¹⁴



5. Gancho Circunferencial De Ackers

❖ Gancho de acción posterior (back-action o Nally & Martinet)¹⁴

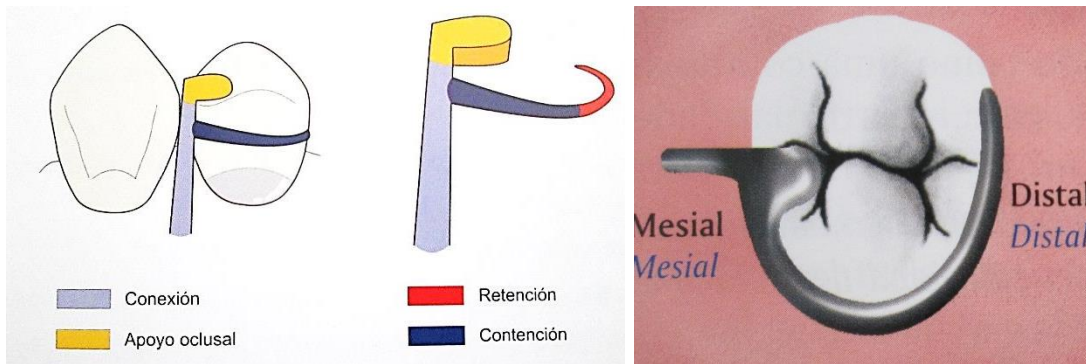
Los dos tercios primeros del largo total de este gancho siguen la línea del ecuador. Solamente el tercer tercio cruza la línea del ecuador e invade el área retentiva. El nombre de back- action/ acción posterior es porque este gancho da una cierta flexibilidad, o una acción en las illas posteriores a través del conector mayor. Este es el gancho más indicado para extremidades libres, en los casos de la clase I y II de Kennedy.



6 Gancho De Acción Posterior

❖ Gancho M.D (mesial, distal) o Equipoise¹⁴

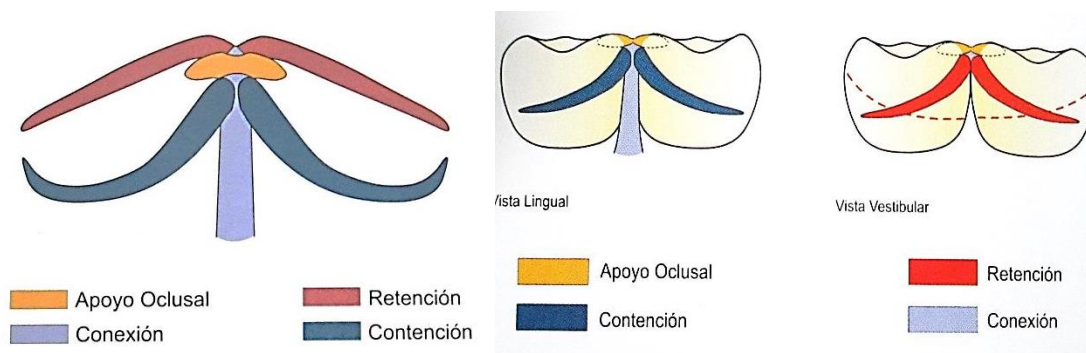
Su función es idéntica al de los otros circunferenciales, pero el tercer tercio del largo del gancho representa una punta activa. Es un gancho discreto sobre caninos o pre molares. Indicado para la clase III o IV de Kennedy, cuenta con una buena retención distal sin embargo, no puede ser indicado en una extremidad distal sin la presencia de un interlock mesial. El interlock debe ser profundo más profundo que la altura de la punta activa.



7. Gancho MD

❖ Gancho Geminado, Acker Doble O Bonwill ¹⁴

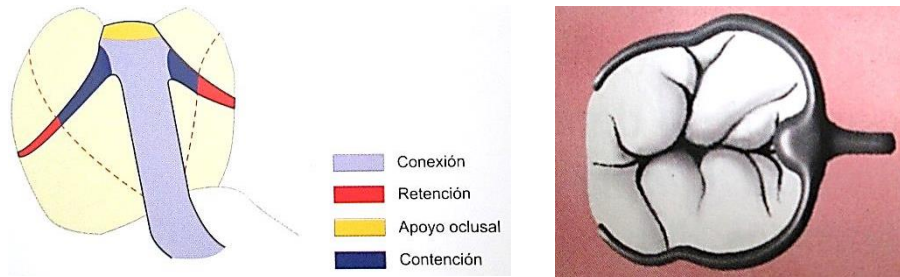
Este gancho puede ser considerado como una combinación de dos ganchos circunferenciales de Acker, con la característica de crear una retención anterior y otra posterior. Sus puntas activas mesial y distal entran en la regiones retentivas dentro del tercer tercio de lado vestibular de cada diente. Sus brazos siempre rígidos, no invaden el área retentiva. Es poco estético en dientes inferiores y requiere una preparación para no crear sobre contorno o interferir en la oclusión.



8 Gancho Geminado

❖ Gancho de Ney #1 ¹⁴

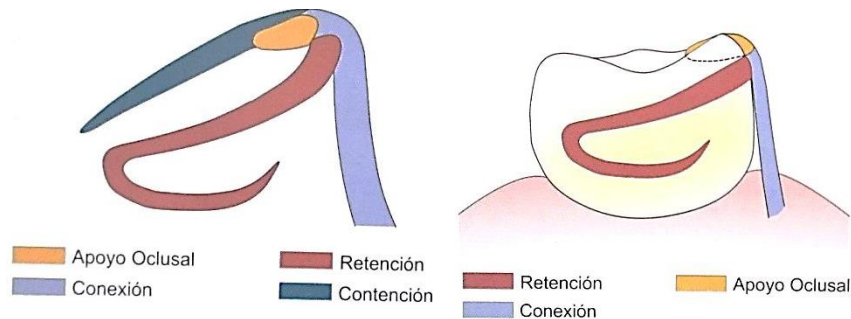
Este gancho posee una retención vestibular y otra lingual, la estabilización del diente pilar es proporcionada por la acción de las puntas activas. Su indicación es la misma que los ganchos circunferenciales convencionales.



9 Gancho Ney #1

❖ Ganchos De Gillet, Hair –Pin ¹⁴

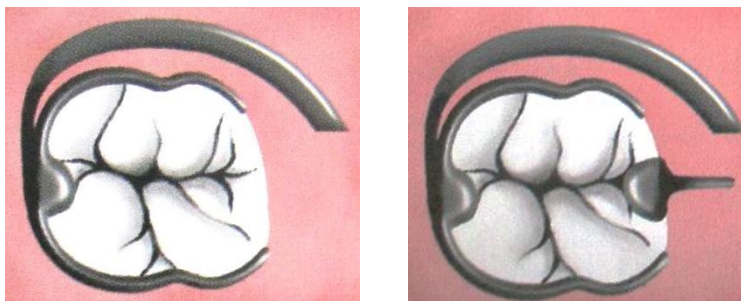
Indicado cuando hay una inclinación del segundo molar, esto acontece cuando el punto de contacto mesial del segundo molar no es restablecido inmediatamente. Para remediar el problema, se aplica un gancho de Gillet. La punta activa de este alcanza la retención disponible volviendo a la región mesial del diente.



10. Gancho De Gillet

❖ Gancho Circunferencial Reverso ¹⁴

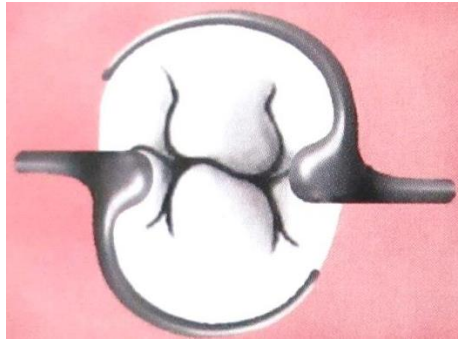
Otra solución en la búsqueda sobre un diente inclinado es el gancho circunferencial reverso. Posee una barra auxiliar de refuerzo lingual y puede planificarse de varias maneras, conectando los brazos de oposición con el conector menor, colocando un apoyo. Está indicado para molares y premolares inclinados para una extremidad libre.



11 .GANCHO CIRCUNFERENCIAL

❖ Gancho Medio A Medio O Half And Half ¹⁴

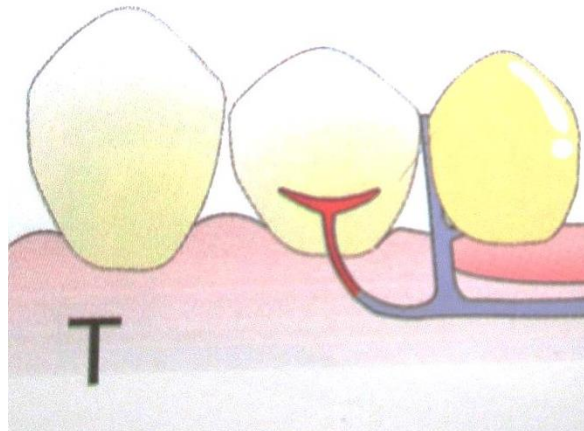
Con la pérdida de los puntos de contactos mesial y distal, los dientes tienen tendencia a migrar. El gancho medio a medio ayuda a estabilizar estos dientes. Su apoyo doble transmite las cargas masticatorias idealmente en el eje del diente. Está indicado para dientes aislados, o pilar intermedio, presenta una retención vestibular y otra lingual. Se puede planificar solamente con una placa proximal, sin apoyo. En este caso, el apoyo presente será localizado en el lado opuesto a la posible inclinación del diente soporte.



12 Gancho Medio A Medio

❖ Gancho De Roach (T) ¹⁴

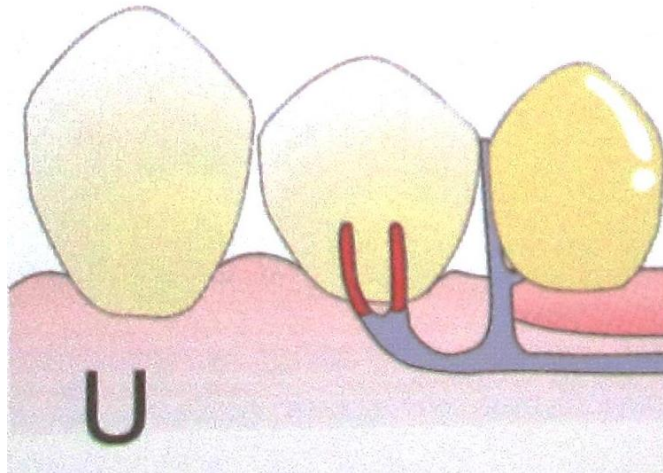
La parte vertical del brazo de aproximación debe seguir el eje del diente para no crear esfuerzos laterales en la colocación o en la remoción de la prótesis. Su altura mínima de 2 mm a respetar es debida al hecho de que esta parte del brazo de aproximación va a ser la única a quedar fuera del acrílico, por tanto la única a tener flexibilidad. Está indicado sobre premolares en la clase III de Kennedy.



13. Gancho En T

❖ Gancho en U ¹⁴

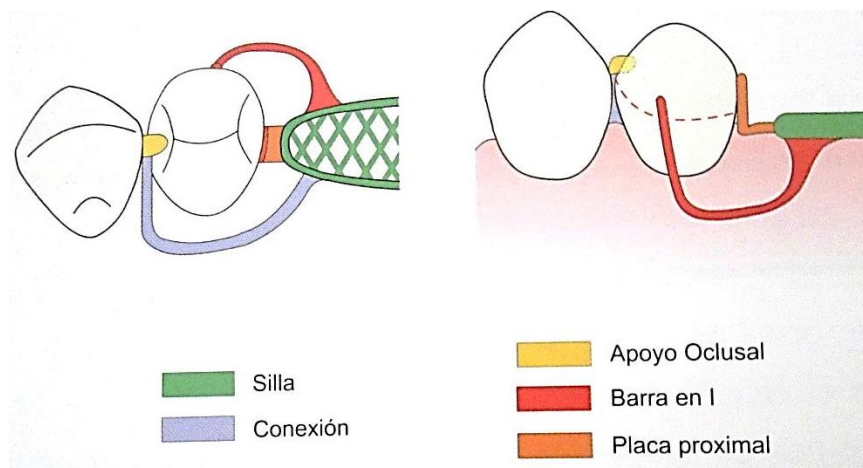
Es indicado en la presencia de pocas áreas retentivas y coronas clínicas cortas. Este alcanza los puntos exacto de retención disponible. Su flexibilidad es controlada por el largo del brazo de aproximación.



14 Gancho En U

❖ Gancho RPI o API (apoyo, placa proximal, gancho en forma de I) ^{14,15}

Es el más indicado para casos de extremidad libre, debido a sus tres componentes, el da una cierta flexibilidad en las sillas a través del conector mayor, función similar al gancho de acción posterior. To con metal: tiene la gran ventaja de dejar el diente poco recubierto metal: solo tres puntos de contacto, disminuyendo la formación de placa bacteriana.



15 Gancho RPI

5.3 Conectores Menores ¹⁵

Son los que unen al conector mayor con las otras partes de la prótesis. Su propósito es transferir las cargas funcionales a los dientes pilares, ya que las fuerzas oclusales aplicadas sobre los dientes artificiales son transmitidas a través de la base a los tejidos del reborde subyacente, si esa base es primariamente mucosoportada.

Los conectores menores que provienen de un conector mayor rígido, hacen posible esta transferencia de fuerzas funcionales a través de todo el arco dentario¹⁴. Esta es entonces una función del conector menor en relación de la prótesis al diente pilar. Debe poseer volumen suficiente para ser rígido; de otro modo, no sería eficaz para transferir las cargas y el efecto de otros componentes.¹⁵

5.4 Apoyos y lechos para apoyos

Se denomina apoyo a la unidad de una prótesis parcial que apoya sobre una cara dentaria para proporcionar soporte vertical a la prótesis. Puede ser ubicado sobre la cara oclusal de un premolar o molar o sobre la cara lingual preparada de un diente anterior que sea capaz de soportar las fuerzas aplicadas, o sobre una superficie incisal.

Un apoyo deber ser diseñado de modo que las fuerzas transmitidas sean dirigidas hacia el eje longitudinal del diente de soporte, más cerca posible de este. Una segunda regla dice que debe ser ubicado de modo que prevenga el movimiento de la restauración en dirección cervical. El apoyo sirve para prevenir el asentamiento y por lo tanto mantiene la estabilidad vertical antes de que el retenedor entre en función.

Capítulo 6. Articuladores

El primero fue ideado por Gairot en 1805 al enfrentar los modelos superior e inferior entre sí fijándolos con una llave de escayola que permitía su separación. Evans en 1840 y posteriormente Bonwill en 1958 crearon los primeros articuladores multi-posicionales capaces de efectuar movimientos de lateralidad. En este sentido la principal aportación de Bonwill fue describir un triángulo equilátero entre los cóndilos mandibulares y el punto inter-incisivo inferior. Desde entonces y hasta llegar al modelo más sofisticado y actual que incluye programas informatizados, se han ido comercializando distintos prototipos en función del continuo avance en los conocimientos anatomofisiológicos del complejo estomatognático.²⁰

6.1 Concepto

El articulador se define como “un aparato mecánico que representa las articulaciones temporomandibulares y componentes de los maxilares al que pueden incorporarse modelos del maxilar y de la mandíbula para simular el movimiento de estos últimos”.²⁰

Los articuladores recrean, aunque no duplican, todos los movimientos mandibulares, de modo que su función primaria es actuar como si fuera un paciente en ausencia del mismo, reproduciendo la dinámica mandibular a nivel condilar y su relación con las arcadas dentarias y el macizo cráneo-facial.²⁰

Estos dispositivos mecánicos ofrecen muchas ventajas sobre la boca para el desarrollo de la oclusión, entre otras:

- ❖ Los modelos bien montados permiten ser observados desde las caras linguales y con ello detectar posibles interferencias oclusales que en boca serían difíciles de identificar.

Tipos de articuladores

- a) No ajustables (bisagras).
- b) Semi ajustables: tipo arcón y no arcón.
- c) Totalmente ajustables.

6.2. Articuladores no ajustables/ bisagra²¹

Posicionan guías fijas que pueden efectuar movimientos siguiendo inclinaciones predeterminadas y no modificables, que se corresponden con valores promedio y estadísticamente representativos de la mayor parte de la población; como son la guía condílea de 40° y el ángulo de Bennett de 15° para la realización de prótesis completa y 25°/10° para prótesis fija. En cambio sí permiten regular la altura del puntero incisal.²⁰

Características:

- 1- No permite ajustes de movimientos condilares.
- 2- No reproduce movimientos excéntricos.
- 3- La única posición exacta y reproducible es el contacto oclusal 0 máxima intercuspidad.
- 4- No reproduce las trayectorias de apertura y cierre mandibular (arcos de cierre)²¹

Ilustración 16 BISAGRA



Ventajas:

- ❖ Bajo costo y tiempo de montaje rápido.

Desventajas

1. Reproduce solo la posición de máxima intercuspidad.
2. Toda restauración requerirá un ajuste en boca.
3. Pérdida de anatomía oclusal.
4. Relaciones oclusales finales malas.

6.3 Articuladores Semi-ajustables

Ilustración 17 SEMI-AJUSTABLE



Tiene 3 tipos de ajustes para reproducir los movimientos condíleos:

- 1- inclinación condilar.
- 2- Movimientos de lateralidad. (ángulo de Bennett de la pared interna)
- 3- Distancia inter condilar

Inclinación condílea: Es el ángulo con el que el cóndilo desciende a lo largo de la eminencia articular en el plano sagital. Su angulación tiene efecto sobre:

- ❖ Profundidad de fosas.
- ❖ Altura cuspidea de los dientes posteriores.

Angulo de Bennett: Es el ángulo en el que el cóndilo orbitante se desplaza hacia adentro en el plano horizontal. Tiene efecto sobre:

- ❖ Anchura de la fosa central en los dientes posteriores.
- ❖ Distancia inter-condilar: distancia entre los centros de rotación de los cóndilos.

Son necesarios 3 registros para ajustar con exactitud el articulador semi-ajustable

- 1- Transferencia del arco facial.
- 2- Registro inter oclusal de relación céntrica.
- 3- Registros inter oclusales excéntricos: lateralidades y protrusiva (Hanau).²¹

6.4 Articulador totalmente ajustable

Ilustración 18 ARTICULADOR AJUSTABLE



Es el instrumento más sofisticado en odontología para reproducir el movimiento mandibular. Es capaz de reproducir con precisión la mayor parte de los movimientos condilares, dando datos como:

- ❖ inclinación condílea
- ❖ Angulo de Bennett o desviación lateral inmediata.
- ❖ Movimiento del cóndilo de rotación.
- ❖ Distancia inter-condilar exacta.

Su uso requiere de:

- 1- localización exacta del eje inter condilar.
- 2- registro pantografico.
- 3- registro inter oclusal de relación céntrica.²¹

CASO CLINICO

Paciente femenino de 63 años se presenta a la clínica del posgrado de Odontología Restaurativa para realizar un diagnóstico. Siendo su motivo de consulta: “me faltan dientes”.

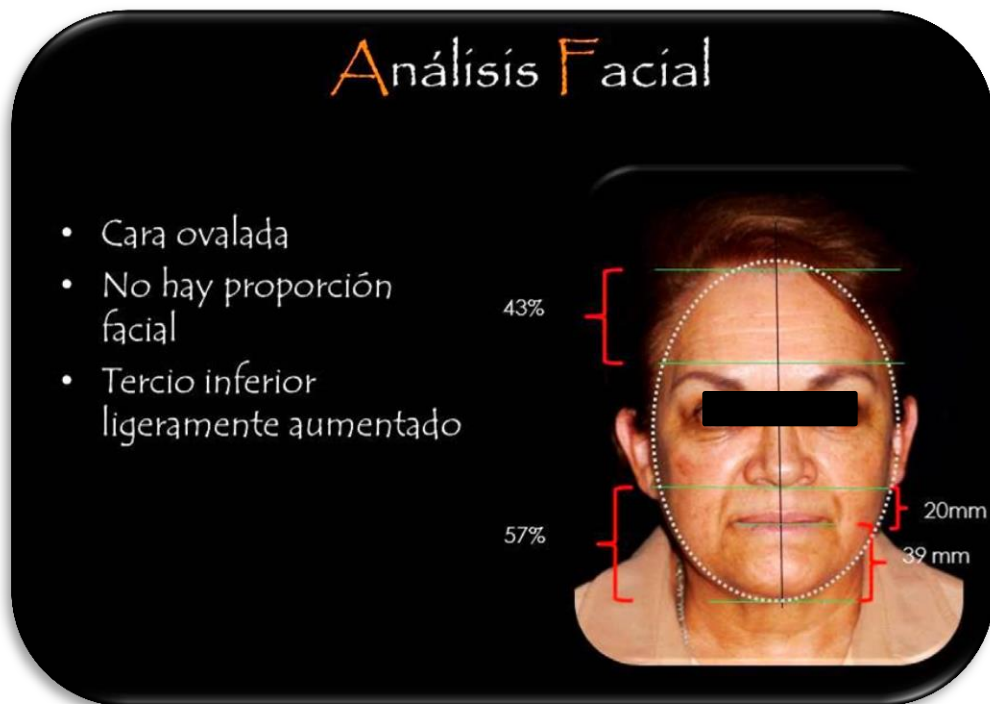
Capítulo 7. Historia Clínica

Una historia clínica completa no solo incluye un estudio general y bucal, es importante conocer las necesidades del paciente, sus preferencias y las circunstancias personales¹⁹. Se le realizó a la paciente el expediente clínico para el ingreso a la clínica y para obtener información importante refiriéndose a la salud de la paciente, como anotación importante la paciente presenta diabetes tipo II e hipertensión.

7.1 Antecedentes De Importancia

La paciente presenta diabetes mellitus tipo II e hipertensión.

Capítulo 8. Análisis Extraoral.



- PLANO ESTETICO
(labios retrusivos)
- Labio superior: -3mm
- Labio inferior: -2mm



20 Análisis Extra Oral Plano Estético

- Ángulo del perfil total:
175° (recto)
- Frente: plana
- Puente de la nariz: recto



21 Análisis Extra Oral De Perfil

Capítulo 9 . Analisis Intra Oral

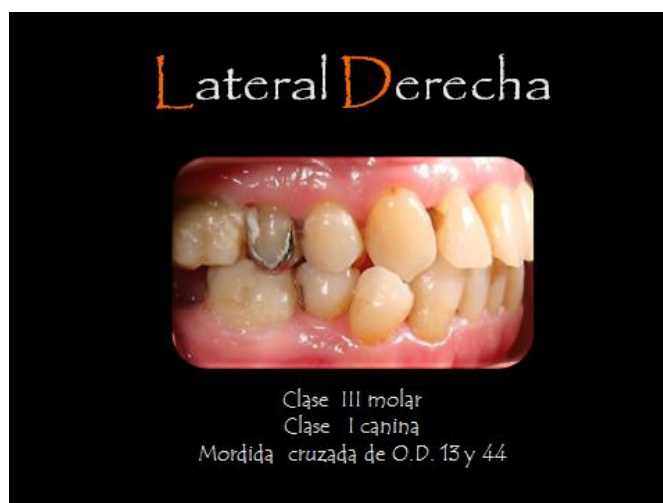
Se puede observar la forma cuadrada de los dientes anteriores así como los diastemas, la línea media inferior está desviada a la derecha por 1 mm, con over bite de 2 mm. Presencia de sarro y placa, con un biotipo periodontal delgado.

Tabla 4: características de cuadrantes superiores

17	Onlay sobre contorneado con caries mesial	27	Ausente
16	Amalgama CI	26	Onlay de cerómero sobre contorneado
15	Ausente	25	Onlay metálico
14	Ausente	24	Inlay disto oclusal de cerómero
13	Caries incipiente CV	23	Sano
12	Caries CIV palatina mesial	22	Caries clase IV distal
11	Desgaste incisal diastema distal	21	Desgaste incisal diastema distal

Tabla 5: características de cuadrantes inferiores

37	Ausente	47	Ausente
36	ausente	46	Onlay de cerómero sobre contorneado
35	Fractura distal y caries	45	Onlay de cerómero sobre contorneado
34	Caries incipiente	44	Mal posición
33	Sarro	43	Sarro
32	Sarro	42	Sarro
31	Mal posición	41	Sarro



22 Frontal Con Over Bite De 2 Mm Y Lateral Derecha

Lateral Izquierda



- La clase molar indeterminada
- Clase III canina, y 11 mm de distancia entre 25 y 26

23 Lateral Izquierda Clase III Canina



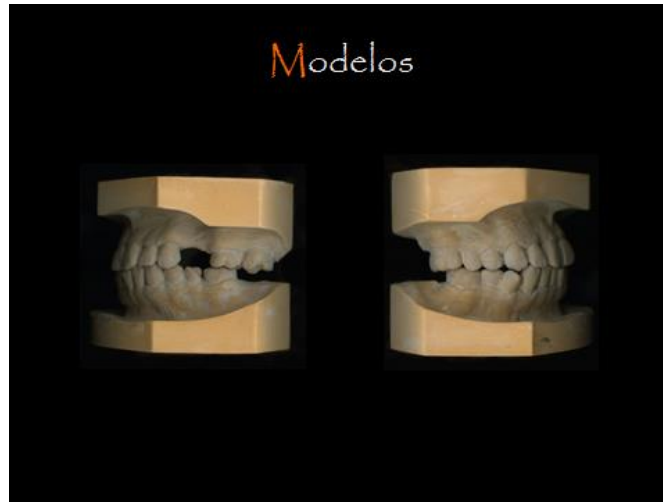
Arco superior asimétrico en forma de U



Arco inferior en forma de U con 5mm de apiñamiento

24 Oclusal Superior E Inferior

Capítulo 10. Modelos Iniciales

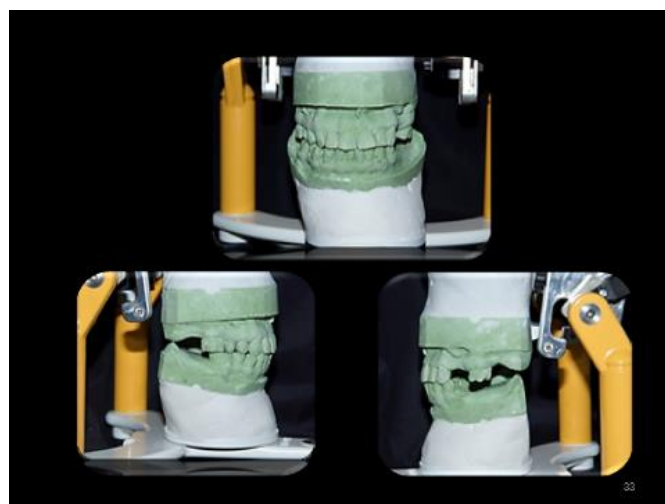


25 Vista Lateral Izquierda Y Derecha De Modelos De Estudio

Lateral derecha: Se puede observar clase II molar y clase I canina, con mordida cruzada de OD# 13 y 44.

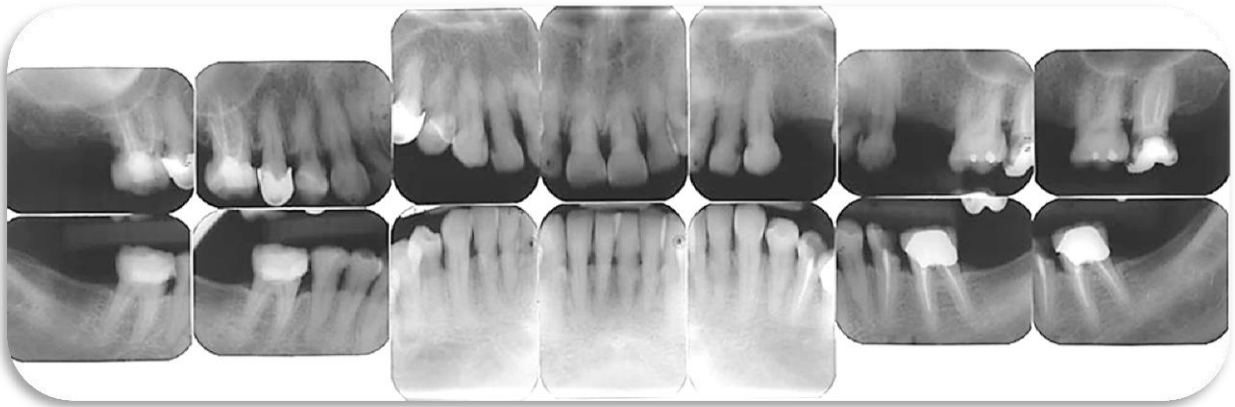
Lateral izquierda: Presenta clase I molar y clase III canina, ausencia de premolares.

Capítulo 11. Montaje En Articulador



26 Articulador Stratos 200 Ivoclar

Capítulo 12. Análisis Radiográfico

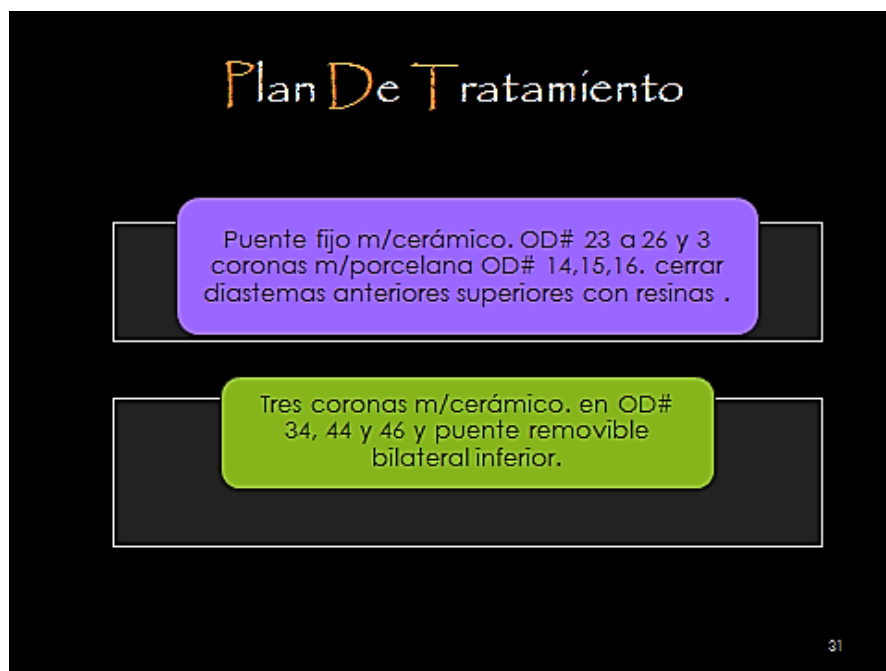


27 Estudio Periapical

Se puede observar tratamiento de conductos en OD# 46, 45, 27,16. También se observan restauraciones sobre contorneadas, así como lesiones cariosas.

Capítulo 13. Plan De Tratamiento

Coronas individuales metal porcelana en OD# 14, 15,16, y puente metal porcelana de 4 unidades de OD# 24 a 26 y puente metal porcelana de 44 a 46. En el OD# 35 corona con aditamento de semi precisión para removible bilateral. Extracción de 47, 35 y 36.



28 Plan De Tratamiento

Capítulo 14. Encerado De Diagnóstico

Basándose en el plan de tratamiento y las características clínicas del paciente, se tallaron los dientes y molares para poder realizar en encerado con ayuda de espátulas P.K Thomas y espátulas eléctricas. Se usó una cera gris y fresas tronco cónico para realizar las preparaciones.



29 Vista Lateral Izquierda -Derecha

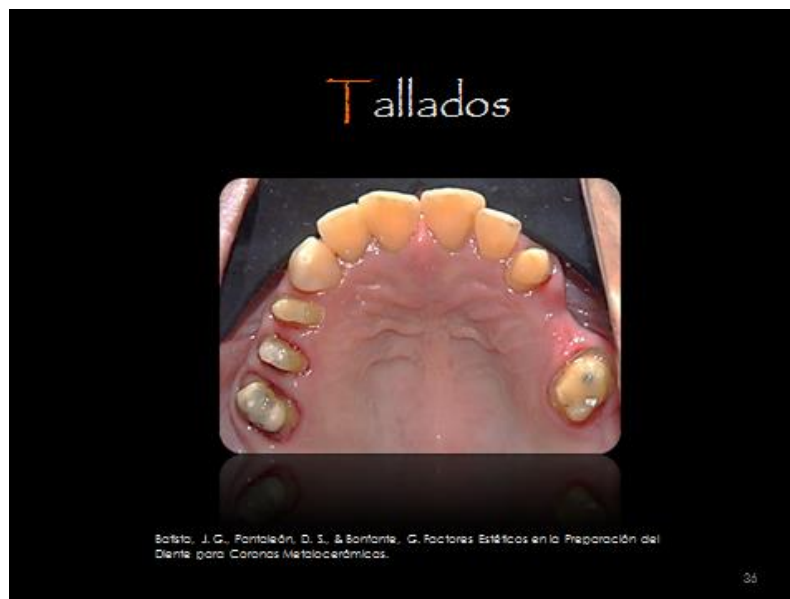
Procedimiento clínico y de laboratorio

Capítulo 15 Preparación Para Coronas Metal- cerámicas

El método para confeccionar restauraciones en metal colado fue presentado alrededor de 1906 y la mayor parte del crédito se le da al Dr. William H. Taggart. Su uso permite conservar dientes que se hubieran perdido. Son muchos los aspectos que deben considerarse cuando se trata de preparaciones para restauraciones coladas que proporcionan buenas condiciones de retención y estabilidad. Entre ellas la más importantes son : altura de las paredes laterales de la preparación, a mayor longitud mayor retención y estabilidad, convergencia de esas paredes en sentido gingivo oclusal en caso de coronas, con el propósito de crear expulsividad de la preparación, a mayor paralelismo mayor estabilidad; diámetro de la preparación, en caso de preparaciones para corona, a mayor diámetro mayor retención; cajas, surcos y huecos para pin, proveen salientes o prolongaciones (pines) a las coronas; los cuales proporcionan una mejor retención.²²

El tallado para coronas y puentes debe ser suficiente como para darle un grosor adecuado a la restauración que posteriormente va ir colocada en él. Un espacio inter oclusal en todos los movimientos funcionales es uno de los requisitos más importante para obtener un adecuado grosor del metal y una buena resistencia de la restauración. Un espacio de 1.5 a 2mm en todas las cúspides de contención (lingual de molares y premolares superiores y vestibulares de molares inferiores) y de 1 a 1.5 mm en cúspides no funcionales. Al tallar la superficie oclusal, se debe reproducir su anatomía conservando los planos inclinados. La línea de terminación cervical debe ser ancha, marcada y bien definida. El hombro requiere mayor desgaste dental, es ideal para coronas completas de porcelana o metal-porcelana.²²

Como se menciona anteriormente, basado en la literatura, realizamos el tallado para coronas metal-porcelana con hombro, en los órganos dentarios ya mencionados en el plan de tratamiento.



30 Tallados Para Corona Metal Cerámico

15.1 Procedimiento De Laboratorio

Paso 1. Elaboración De Muñones Desmontables

Para poder trabajar de una manera más precisa y mejor, debemos individualizar los muñones de nuestro molde, esto lo conseguiremos con una segueta y colocando previamente unos pines en la parte inferior de nuestro trabajo. Estos son unos anclajes que pegados al modelo (los machos) y al zócalo (las hembras) nos permiten poder separar el muñón del resto de piezas y volver a colocar en su lugar correcto sin variar su posición inicial.²³

Mi procedimiento fue correr el modelo con un yeso tipo IV de Heraus Kulzer, se recortó el paladar dejando un grosor aproximado de 1 cm, se seleccionaron la áreas para colocar los pines, se pegan los pines con cianocrilato y se elimina el excedente y se coloca separador, posteriormente se realiza zócalo para pines (Fig.47) y se individualiza con segueta o con un disco.



31 Elaboración De Dados De Trabajo

Paso 2. Tratado De Muñones

Con una fresa de bola y mucho cuidado eliminaremos la papila interdental inmediata que rodea a nuestro muñón, de esta manera tendremos acceso a la parte cervical del muñón y trabajaremos más a fondo la pieza y con más claridad. Con cera roja eliminamos las zonas retentivas de nuestra preparación.



32 Eliminación De Papila, Alivio De Retenciones

Paso 3. Confección De Cofias

Aplicamos vaselina sobre la cera roja que nos ayudó a eliminar las retenciones y comenzamos a confeccionar las cofias, estas pueden confeccionarse con cera, pero para mayo precisión y estabilidad utilizamos una resina, de la casa comercial BREDENT. Una vez confeccionada se calibran con un motor de baja y con una piedra nizzy, se dejan a .5mm usando un calibrador de metal.



Paso 4. Prueba De Resinas/ Cofias En Boca

Se retiran los provisionales y se eliminan los residuos de cemento provisional, se seca con una gasa y se colocan las cofias de resina, lo que es una ventaja para revisar el

sellado de estas. En este caso modelamos con cera las coronas de los 6 ya que la paciente decidió que fueran totales, ya que al ser posteriores no era necesario la estética pero si el sellado por eso la base de estas coronas también era de resina.

34 Prueba De Resinas Superior E Inferior



Paso 5. Colado

La técnica de colado a cera perdida se ha utilizado desde la antigüedad para convertir los patrones de cera en colados de metal. A finales del siglo XIX se describió por primera vez esta técnica para colados dentales. El proceso consiste en rodear el patrón de cera con un molde hecho con un material de revestimiento resistente al calor, eliminar la cera mediante calor y posteriormente introducir el metal fundido en el molda a través de un canal llamado bebedero. El colado resultante debe ser una reproducción exacta del patrón de cera. Las pequeñas variaciones en el proceso de revestir o el colado pueden afectar notablemente a la calidad de la restauración final.²⁴

Bebedero: el diseño varía dependiendo de la restauración que se va a colar, de la aleación y de la máquina de colado. Hay tres requisitos básicos:

1. el bebedero debe permitir que la cera fundida se escape del molde
2. el bebedero debe permitir que el metal fundido fluya en el molde con la menor turbulencia
3. el metal dentro de él, debe permanecer fundido un poco más de tiempo que la aleación con la que se ha rellenado el molde. Así se crea un reservorio para o compensar la contracción que produce durante la solidificación de la aleación para colado.²⁴

Se recomienda usar un bebedero de diámetro grande porque mejora el flujo del metal fundido en el molde y garantiza que haya un reservorio durante la solidificación. En metal-porcelana se recomienda usar un bebedero de 2.5 mm con calibre de 10G. Se

debe colocar en la zona más voluminosa y menos crítica del patrón, lejos de los márgenes y los contactos oclusales.²⁴



35 Antes Del Vaciado Y Metales

Paso 6. Prueba De Metales En Boca

En este paso, se prueba los metales para verificar el sellado de la corona con la preparación.



36 Prueba De Metales Superior E Inferior

Paso 7. Toma De Color

Se usa una lámpara marca smile line para verificar el color, se escoge con el paciente y se decide el color A3.5 en cervical y A3 de medio a incisal. Se usó el colorímetro de vita.

37 Elección Del Color



Paso 8. Montaje De La Porcelana

Se aplica primero una capa de primer, y luego una capa de opaco de acuerdo al color, se hornea. Después se va aplicando la porcelana por capas primero dentina o cuerpo y luego incisales. Al final puede colocar un glaze o con brillo natural.

38 Estratificado De La Porcelana



Paso 9 Prueba De Biscocho Y Terminado



39 Lado Derecho: Coronas Individuales 14, 15,16



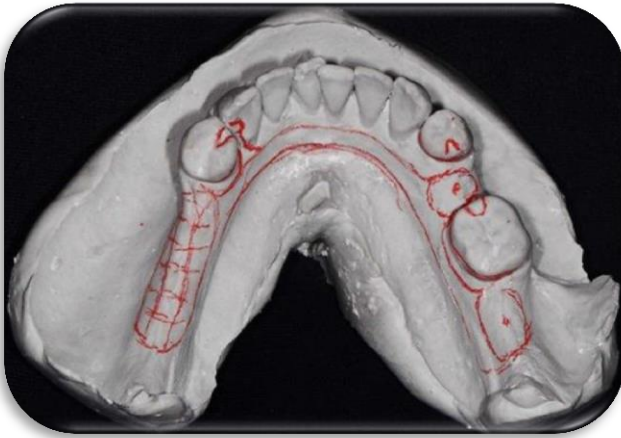
40 Lado Izquierdo: Puente De 4 Unidades



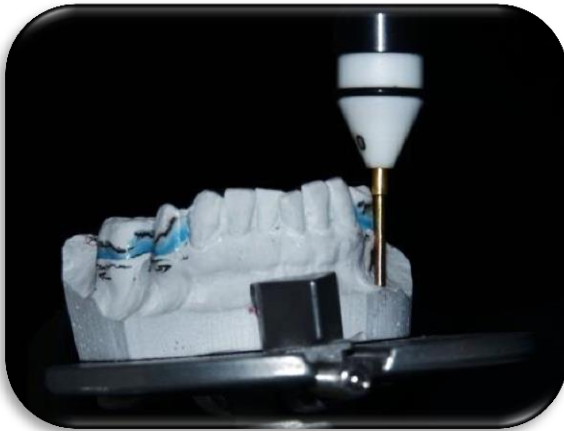
41 Coronas Individuales En 34, 36,44

Paso 10. Elaboración De Prótesis Parcial Removible (PPR)

- a) Se toma la impresión inferior y el modelo se usa para diseñar la PPR inferior.
- b) El modelo se coloca en la muestra porta modelos del paralelometro y se determina el eje de inserción. El grafito determina la localización del ecuador protésico y la posición exacta de la futura punta activa del gancho de retención.



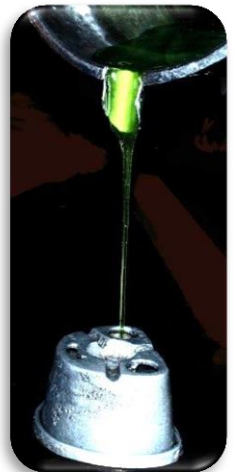
42 Diseño De PPR Y Determinación Del Ecuador Protésico



43 Eje De Inserción

- c) Se duplica el modelo con flexo y una mufla para duplicar el modelo en yeso refractario, se corre el modelo con ayuda de la mezcladora al vacío. Debes recordar que el modelo ya está libre de retenciones. Este antes de correrse se le coloca un bebedero o cono donde entrara el metal al ser vaciado.

- d) Una vez que tenemos el modelo refractario, se deshidrata porque absorbe el agua del flexo y se deshidrata a 180°C por 45 min. Y se le da un baño con líquido endurecedor por 5 a 10 segundos, para reestructurar el revestimiento por el fenómeno de embebeción y deshidratación. Regresá al horno y se deja enfriar lentamente hasta llegar a temperatura ambiente.
- e) Se procede a encerar la PPR respetando el diseño anteriormente mostrado.
- f) Se le colocan los cueles/ bebederos a 45 grados para alimentar las retenciones y la barra lingual, todos los bebederos deben estar al centro del modelo. Y se centra el modelo en la base de la mufla, pegándolo con cera blanda para evitar que el vibrador lo despegue durante la inclusión. Se coloca el cono de inyección uniéndolo a los bebederos con cera lisa para no crear asperezas que pueden crear porosidades.
- g) Siguiendo las instrucciones del fabricante, se mezcla el revestimiento con mezcladora al vacío y se vacía a una distancia de 30 cm, creando un hilo regular para eliminar micro burbujas y con un vibrador. Una vez fraguado se retira el cono limpiando excedentes de la entrada del embudo. Y se coloca dentro del horno para descender esperando a que el horno llegue a 900°C y deja ahí de media a 1 hora.
- h) Se retira del horno de descerado y es colocado en la máquina de inducción para ser vaciado. Una vez vaciado, se deja enfriar y se procede a la recuperación del metal, después se coloca en una maquina donde es arenado con oxido de aluminio de 250 micras.
- i) Se le da un baño en electrolítico para facilitar el pulido.
- j) Una vez pulido se realiza la prueba de metales en boca, verificando la colocación y al retirar sea de manera pasiva sin molestar al paciente. Se procede a encerar los dientes ausentes y se enfrasca para prensar con acrílico. Se recupera y se pule. Listo para entregarse.



44 Duplicado Del Modelo Con Flexo Y Sin Retenciones



45 Duplicado De Yeso Refractario Y Mezclado Al Vacío



46 Retirar El Bebedero Después De Fragar



47 Modelo Refractario Con Baño Endurecedor



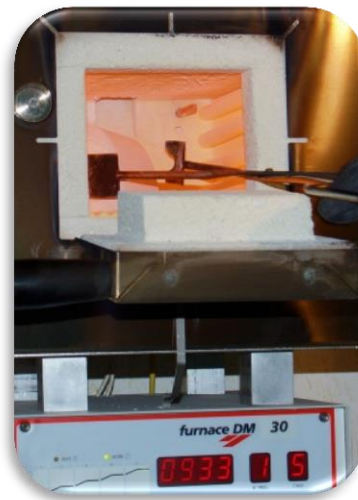
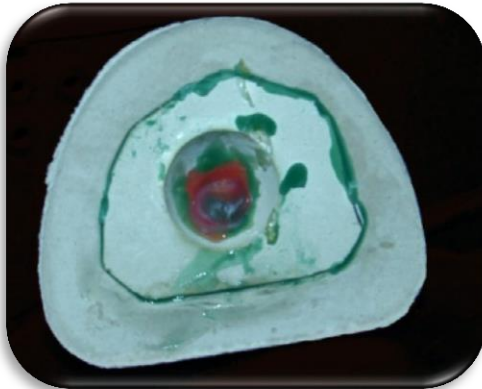
48 Modelado/ Encerado De PPR



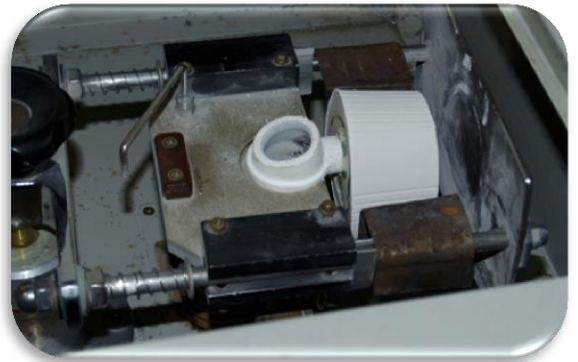
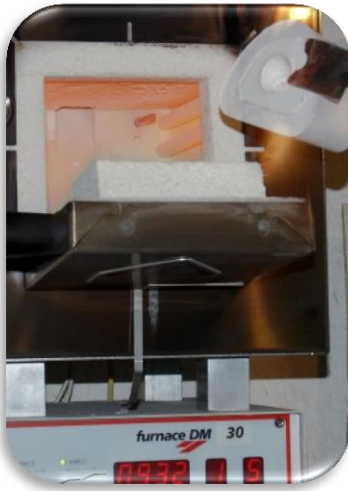
49 Colocación De Cuellos Y Bebederos



50 Revestimiento Mezclado Al Vacío



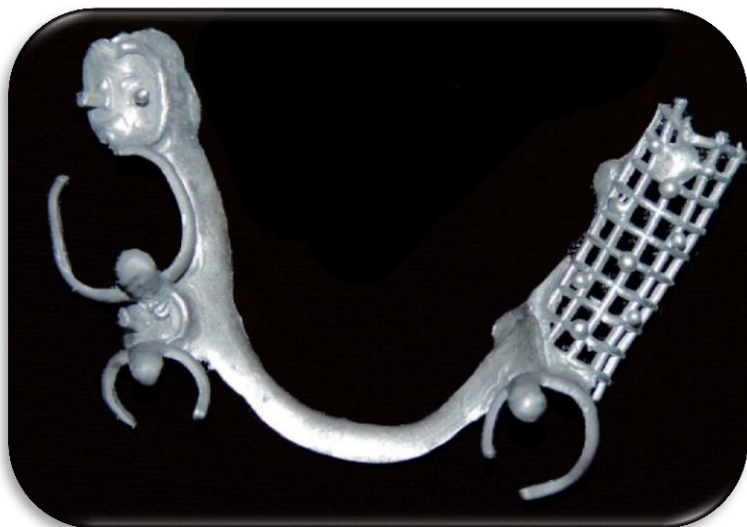
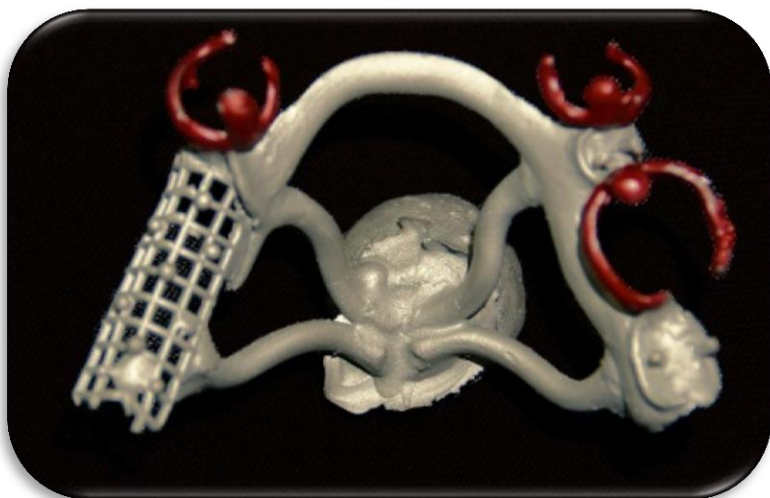
51 Decencerado



52 Vaciado Con Maquina De Inducción



53 Recuperación/Rescate De Metales Y Arenado



54 Baño Electrolítico



55 Enfrascado En Mufla, Rescate Y Terminado De PPR

Paso 11. Finalización Del Caso Clínico



BIBLIOGRAFIA

1. Phillips, Ralph W., And María De Lourdes Hernández Cazares. La Ciencia De Los Materiales Dentales De Skinner. Nueva Editorial Interamericana, 1986
2. Hervás García, Adela, Et Al. Resinas Compuestas: Revisión De Los Materiales E Indicaciones Clínicas. Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal (Internet), 2006; 11(2):215-220
3. Rodriguez, Douglas R.; Pereira, Natalie A. Evolución Y Tendencias Actuales En Resinas Compuestas. Acta Odontológica Venezolana, 2013; 46 (3):1-19
4. Giraldo, R.; Lucía, Olga. Metales Y Aleaciones En Odontología; Metals And Alloys In Dentistry. Rev. Fac. Odontol. Univ. Antioq, 2004; 15 (2): 53-63
5. Philips op,cit.
6. Rosenstiel, Stephen F.; Land, Martin F.; Fujimoto, Junhei. Prótesis Fija Contemporánea. Elsevier, 2009.
7. Nevárez, R. A., Nevárez, R. M. M., Bologna, M. R. E., Serena, G. E., Carreón, Gómez, P. G. M.,& González, G. R. Características De Los Materiales Cerámicos Empleados En La Práctica Odontológica Actual. Rev ADM, 2012;69(4):157-163
8. Leal Esmeral Luis I, Martinen Figueiredo B Ana C., N. Pessutti Calvo Margaret, Pereiraj Jose Carlos.Estética En Restauraciones Cerámicas Parte 1: Clasificación Actual De Las Cerámicas Odontológicas.Rev.Odontol:Dominic. 2002(8):16-23
9. Janda, Ralf. Vidrios, Cerámicas Vítreas Y Cerámicas. Parte 1: Fundamentos. Quintessence Técnica, 2007;18(8):421-430
10. Philips. Op,cit
11. Giraldo, R.; Lucía, Olga. Metales Y Aleaciones En Odontología; Metals And Alloys In Dentistry. Rev. Fac. Odontol. Univ. Antioq, 2004; 15 (2): 53-63
12. Janda, Ralf. Cerámicas De Silicato. Composición, Propiedades, Aplicación, Valoración: Parte 1. Quintessence Técnica, 2008;19(1):448-456.
13. Rebossio, Adalberto D.Prótesis Parcial Removible Buenos Aires: Editorial Mundi, 1955
14. KAISER, Frank. Prótese Parcial Removível. Editora Mayo, Paraná, 2002, Vol. 3
15. HENDERSON, Davis; STEFFEL, Victor L. Prótesis parcial removible según Mccracken. Mundi, 1974.
16. Kaiser, Frank.Attachments En Laboratorio. Editorial Quintessence, Berlin/São Paulo; 2008
17. Escobar Restrepo Julio César. Para Prótesis Parcial Removible: Una Revisión. Rev. Fac. Odont. 2007:39-47
18. Hernández, J. D.; Domínguez, H. A. Aditamentos De Anclaje, Una Opción En El Tratamiento Protésico. Revista ADM, 2008; 65(3): 150-158
19. Rebossio, op.cit
20. Stephen F. Rosenstiel, Martin F. Land, Junhey Fujimoto. Prótesis Fija Contemporánea. España 2009. Pg3.
21. Forcén Báez, A.; Martínez-Lage Azorín, J. F.; Ruiz Navas, M. T. Articuladores: Historia, Fundamentosy Consideraciones Clínicas. 11 Enero, 2011
22. Masblogs.Net/Odontologia/Articuladores/
23. Varani, Alberto Monturiol. Atlas De Preparaciones En Prótesis Dental Fija. Editorial Universidad De Costa Rica, 2003.
24. D. Alberto Gris Corcoles,Técnico De Laboratorio Formado En OPESA Artículo Galardonado Con El Primer Accésit En La I Edición De Los Premios “Fin De Estudios De Grado Superior De Prótesis” De Gaceta Dental Madrid.
25. Rossenstiel op.cit capt 18 y 19

