



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

RELACIÓN ENTRE LAS ALEACIONES NI-CR Y CR-CO
EN CORONAS METAL PORCELANA Y SU INFLUENCIA
CLÍNICA EN LA ADAPTACIÓN MARGINAL.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

GUADALUPE ZAIRA ALCÁNTARA POZOS

TUTORA: C.D. SORAYA GUADALUPE SALADO GARCÍA



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



Agradezco a Dios

Por darme el privilegio de terminar mi carrera, agradezco lo bueno que ha sido conmigo, por el privilegio de tener a mi familia conmigo y compartir este momento con ellos, por tener salud y por guiarme por buenos caminos y hacer de mí una gran persona.

Agradezco a mi Padre Anselmo Alcántara Ramírez

Gracias por todo tu apoyo en mi carrera, por tus consejos, por tu dedicación y porque creíste en mí te amo papá, gracias a tí soy lo que soy, agradezco a Dios por tenerte a mi lado y por ser mi padre, estoy muy orgullosa de tí Dios te bendiga siempre.

Agradezco a mi Madre María Luisa Pozos Pinal

Por todo tu apoyo y cariño, gracias por darme la vida, por preocuparte por mí y porque siempre has estado conmigo, por todos tus consejos y por darme fuerzas para salir adelante, estoy muy orgullosa de tí, te amo mamá Dios te bendice siempre.

Agradezco a mis hermanos

Erendira, Tonayoatzin, Jose Anselmo, Jose Luis, Abigail, Zurisadai y a mis cuñados Francisco y Marco gracias por todo el apoyo que me brindaron durante mi carrera, por su comprensión y por sus consejos los amo.

Agradezco a Alejandro Victoriano Anaya

Gracias por todo tu apoyo incondicional, por tu comprensión y por todo este tiempo juntos te admiro mucho y estoy muy orgullosa de tí, llegamos al final de la carrera juntos y eso me hace muy feliz, Dios te bendiga siempre.



Agradezco a mis amigos de la Facultad de odontología

Rene Prieto Ortiz gracias por ser el mejor amigo que pude tener por tus consejos por tu apoyo te quiero mucho, a mi gran amiga Michelle Vásquez Dávalos gracias por tu amistad, por tu apoyo y por tu comprensión, agradezco a todos mis amigos, Alberto Galván, Caro Zariñan, Andrea Bautista, Alejandra Peniche, Mónica Romero, Alba Monjaráz, Darío Romo, Jessica Rosales Maite Granados, Andrea Vargas, Belén Cortes, Esmeralda Martínez, Leslie Villareal, Jenny Ruiz, Guiselle Rosales gracias por su amistad incondicional los quiero mucho y por hacer de mis días los más felices...

Agradezco a mi tutora la Doctora Soraya Salado García

Estoy muy agradecida por su apoyo por su dedicación y por su comprensión, gracias por su tiempo y por otorgarme su conocimiento la admiro mucho Dios la bendiga siempre.

Agradezco a la Facultad de Odontología de la UNAM

Agradezco a todos mis profesores de la Facultad de Odontología por formarme como la profesionista que soy, por brindarme su conocimiento y agradezco a la Facultad por abrirme sus puertas a estudiar estoy muy orgullosa de egresar me llevo buenas y malas experiencias en mi vida gracias por todo.

Agradezco a mi Máxima casa de estudios UNAM

Gracias por darme la oportunidad y el privilegio de formar parte de esta institución, gracias por haberme formado como la profesionista que soy estoy muy orgullosa de pertenecer aquí "por mi raza hablara el espíritu" gracias por todo.



INDICE

INTRODUCCIÓN.....	6
OBJETIVO	8
CAPÍTULO 1. CARACTERÍSTICAS DE LA PORCELANA DENTAL	9
1.1 Clasificación	10
1.2 Composición	14
1.3 Coeficiente de expansión térmica	14
1.4 Fuerza transversal	15
1.5 Adhesión de la porcelana a metales base	15
CAPÍTULO 2. PROPIEDADES QUÍMICAS, FÍSICAS Y MECÁNICAS DE LAS ALEACIONES NÍQUEL-CROMO Y CROMO-COBALTO.....	18
2.1 Módulo de elasticidad de las aleaciones Ni-Cr(Níquel-Cromo) en comparación con las aleaciones Cr-Co(Cromo-Cobalto)	21
2.2 Interrelación de la dureza y resistencia a la tracción en las aleaciones Ni-Cr y Cr-Co y su influencia en las cargas oclusales de las coronas metal porcelana.....	22
2.3 Comparación de la discrepancia marginal en las aleaciones Ni-Cr y Cr- Co.....	22
2.4 Relación entre el calibre del metal y el grosor de la porcelana.....	23
CAPÍTULO 3. PREPARACIONES PARA CORONAS METAL- PORCELANA	24
3.1 Requerimientos de tallado principales de una preparación metal porcelana.....	24
3.2 Margen gingival	30
3.3 Localización de los márgenes gingivales	30
3.4 Tipos de terminación cervical para una corona metal porcelana.....	33



CAPÍTULO 4. CONSIDERACIONES EN LOS TEJIDOS PERIODONTALES REQUERIDOS EN EL TRATAMIENTO CLÍNICO PROTÉSICO.....	37
4.1 Espacio interdentario	37
4.2 Biotipos periodontales	38
4.3 Espacio biológico.....	40
4.4 Invasión del espacio biológico	41
4.5 Proporción corona raíz	43
CAPÍTULO 5. IMPORTANCIA CLÍNICA DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL EN RELACIÓN CON LAS ALEACIONES NI-CR Y CR-CO	44
5.1 Integridad marginal	45
5.2 Adaptación marginal	46
5.3 Factores que afectan la adaptación marginal.....	49
5.4 Fallas en la confección de la porcelana que afectan en la adaptación marginal.....	52
5.5 Precisión de la adaptación marginal en relación con las aleaciones metal base Ni-Cr y Cr-Co	56
5.6 Importancia clínica en el ajuste marginal para el éxito de una restauración a largo plazo	58
5.7 Resistencia a la corrosión.....	60
5.8 Sellado de la restauración protésica	62
5.9 Márgenes pulidos en la restauración	63
5.9.1. Influencia de los biotipos periodontales con el tratamiento protésico	63
5.9.2 Preservación de los contactos proximales	66
CONCLUSIONES.....	68
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	70



INTRODUCCIÓN

Las aleaciones dentales de metal base se utilizan como alternativa de las aleaciones preciosas debido a sus propiedades mecánicas y baja densidad ha sido de importancia la relación que tienen en prótesis fija y removible, de tal modo que se han empleado aleaciones que son especialmente fabricadas por la compatibilidad con la porcelana (soportan altas temperaturas en el procesamiento). En cuanto en el uso clínico la precisión y adaptación de los márgenes en las restauraciones dentales se considera un factor primario en determinar el éxito a largo plazo de cualquier prótesis.

Por tanto, depende en gran parte de la adaptación interna marginal ya que a falta de estas se obtienen resultados desfavorables en cuanto a la solubilidad del cemento, microfiltración, incremento en la retención de la placa dentobacteriana e inflamación gingival, la precisión marginal se considera un factor primario en la prevención de caries secundaria.

El propósito de este trabajo es estudiar la relación de dos sistemas de aleaciones metal base utilizadas en la elaboración de coronas metal porcelana, siendo estas Níquel-Cromo y Cromo-Cobalto y como estas influyen en la adaptación marginal y su repercusión clínica, conociendo las ventajas y desventajas que nos proporciona cada una de ellas.

La importancia de estudiar este tema, es determinar los factores que pueden afectar a las aleaciones metálicas y repercutir en la adaptación marginal de las coronas metal porcelana, tomando en cuenta: una preparación inadecuada del diente, procedimientos inadecuados en la fundición del metal, cabe destacar la importancia del coeficiente de expansión térmica de la porcelana y el metal sean compatibles, diseños de márgenes inadecuados y el tipo de aleación a utilizar.



RELACIÓN ENTRE LAS ALEACIONES NI-CR Y CR-CO EN CORONAS METAL PORCELANA Y SU
INFLUENCIA CLÍNICA EN LA ADAPTACIÓN MARGINAL.



Las ventajas y desventajas de estas dos aleaciones su uso clínico en prótesis fija y valorando el tipo de terminación e integridad marginal. Es importante conocer el tipo de aleación y los factores que nos conllevan a identificar los resultados en la rehabilitación del paciente.

Se podrán aclarar las causas más frecuentes que repercuten en una incorrecta adaptación marginal con el uso de aleaciones Níquel-Cromo y Cromo-Cobalto para la confección de coronas metal-porcelana.



OBJETIVO

Describir las ventajas y desventajas de las aleaciones Níquel-Cromo y Cromo Cobalto para la adaptación marginal de las restauraciones metal-porcelana, así como sus repercusiones.



CAPÍTULO 1. CARACTERÍSTICAS DE LA PORCELANA DENTAL

La cerámica hace referencia a la combinación de uno o más metales o semimetales con un elemento no metal como es el caso del oxígeno, también se encuentra la arcilla, sílice, silicatos y los vidrios. El uso de este material esta empleado como cementos, revestimientos como también para procedimientos protésicos.¹

La cerámica dental o porcelana pueden estar formadas fundamentalmente por cristales, cerámicas, vitroceramicas o estructuras altamente cristalinas estas adquieren propiedades mecánicas, físicas y térmicas que las hace diferentes a otros materiales, la mayoría de las porcelanas se caracterizan por su naturaleza refractarias, aunque son altamente duras y son más susceptibles a la fractura quebradiza en presencia de tensiones menores, son más resistentes a la corrosión a comparación de otros materiales.²

El uso de las porcelanas en el ámbito odontológico es de útil importancia ya que se emplea para la confección de coronas, incrustaciones, carillas y puentes fijos, coronas de porcelana unida a metal. Para la confección de coronas metal porcelana estas van a tener componentes que la diferencia de una restauración sin metal, su componente va a ser la cofia de metal o colado la cual se va ajustar a la preparación dentaria más la porcelana fundida sobre ella, las porcelanas son materiales muy estéticos, pero una de sus desventajas es que tienden a fracturarse ya que son muy frágiles y débiles sobre todo cuando son usadas en áreas de la boca que requieren una mayor función de carga.⁴

En la actualidad los materiales cerámicos se usan para diferentes restauraciones como incrustaciones, carillas y coronas, el tipo de cerámica a utilizar va a depender de la magnitud del daño, el sitio a colocarse y la percepción estética del paciente.⁴ Figura 1.



Figura 1. Puente fijo de tres unidades metal-porcelana³

1.1 Clasificación

Las diferencias de las porcelanas dentales, establecen sus distintas clasificaciones de acuerdo a su composición y estructuras según sus propiedades mecánicas o físicas o del proceso de fabricación de la restauración. Según el Dr. Roulet JF, Cirujano dentista en el 2001 clasifico a las porcelanas dentales siguiendo un criterio de composición y estructura en:⁵

- I. Porcelanas feldespáticas
- II. Vitrocerámicas
- III. Porcelanas de óxido de aluminio (alúmina)
- IV. Porcelanas de óxido de zirconio (zirconia)
- V. Híbridas. ⁵

I. Porcelanas feldespáticas

Se clasifican a su vez:

- Feldespáticas para fundir sobre metales (porcelana fundida sobre metal - PFM)

- Feldespáticas reforzadas con cristales

Por sus bajas propiedades físicas se emplean como revestimiento de un núcleo o base metálica que actúa como infraestructura aportando resistencia a la restauración.⁵

El feldespato es un aluminosilicato con potasio y sodio, en estos casos constituye el componente principal de la composición de una porcelana. La combinación de los componentes del feldespato (silicio - aluminio - potasio y/o sodio) da origen a un vidrio feldespático (fase o matriz vítrea) y cristales de leucita (fase cristalina).²

Algunos ejemplos de marcas comerciales de porcelanas feldespáticas tenemos a:¹ Figura 2.^{64,65}

- E-Max – Cerámica Prensada
- Shofu Vintage LD

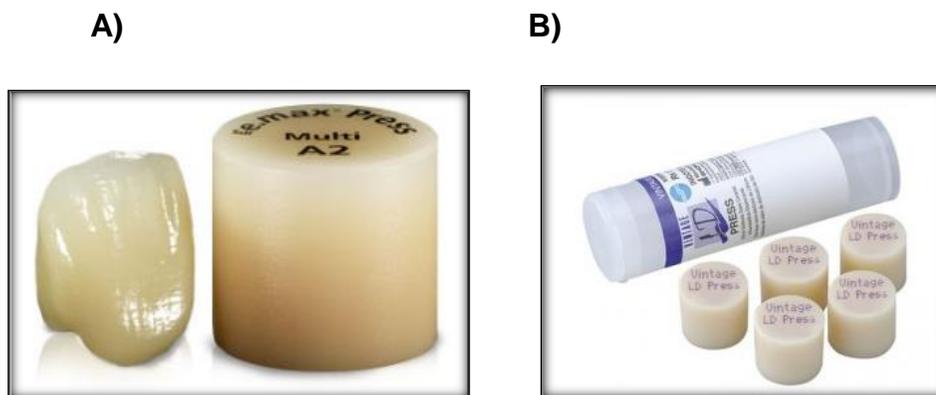


Figura 2.A) Se observa las diferentes marcas comerciales de porcelana feldespática e-max B) Shofu Vintage LD.^{64,65}



Las porcelanas feldespáticas están formadas por minerales naturales compuestos fundamentalmente de potasio (K_2O) y sodio (Na_2O) además contienen componentes de alúmina (Al_2O_3) y de sílice (SiO_2) tienen un coeficiente de expansión térmica similar o igual a la aleación metálica utilizada sobre la que se funden, para que durante el proceso de cocción se unan íntimamente sin crear irregularidades o defectos que puedan proporcionarnos un desprendimiento en la unión de estos materiales.²

Existen así porcelanas feldespáticas reforzadas con cristales que son utilizadas para la fabricación de núcleos o donde posteriormente se funde otra porcelana feldespática más translúcida, y otras que son empleadas en forma exclusiva sin núcleo para la confección directa de la restauración.²

II. Vitrocerámicas (glassceramics)

Las porcelanas vitrocerámicas son sólidos policristalinos obtenidos por la cristalización controlada de vidrios en una vitrocerámica los cristales no se agregan en el momento de la fabricación industrial de la porcelana, sino que se forman como producto de la fusión de los elementos a consecuencia de posteriores ciclos térmicos de calentamiento y enfriamiento.⁵

III. Porcelanas de alto contenido de óxido de aluminio (alúmina)

Estas porcelanas poseen cristales de mayor dureza lo que implica una mayor ventaja de refuerzo de la estructura. La presencia de cristales expresada en porcentaje es muy variable y puede superar según el sistema y la forma de elaboración de la estructura el 80% de la masa.⁵

Las porcelanas con alto contenido de alúmina se emplean sólo para elaborar núcleos que son posteriormente revestidos con porcelanas feldespáticas. Pueden también actuar como infraestructura de puentes de un tramo en el sector anterior o posterior.⁵



IV. Porcelanas de alto contenido de dióxido de zirconio (zirconia)

Es zirconio es un metal blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión es uno de los elementos más abundantes de la naturaleza, es muy reactivo por lo que solo se halla en combinación con otros elementos que al estabilizarse con itrio genera un material cerámico de muy alta resistencia.

Las porcelanas con bases de zirconia tienen entre sus ventajas, la posibilidad de cambiar núcleos o bases metálicas gracias a sus ventajas que poseen:

- Ausencia de alergia al contacto con los tejidos blandos
- Muy alta resistencia
- Óptima biocompatibilidad
- Translucidez mayor que una base metálica opacificada
- Restauraciones con luminosidad más natural
- Ausencia de bordes negros en el área cervical⁵.

V. Porcelanas híbridas

Unen los elementos cerámicos con orgánicos estos presentan una matriz de polivinilsiloxano que mejora la inserción y manipulación esta matriz se destruye al llevar la restauración al horno, el tratamiento térmico es de 6 horas a 1,150 grados en atmósfera de nitrógeno son utilizadas sólo para confección de núcleos.²

También las porcelanas dentales pueden clasificarse por su punto de fusión se clasifican en:

- Baja fusión 870-1.600°C (1.600-1.959°F)
- Media fusión 1.093-1.260°C(2.000-2.300°F)
- Alta fusión 1.280-1.371°C (2.350-2.500°)



Las porcelanas de baja fusión se emplean para la elaboración de restauraciones metal-porcelana, las de fusión media para coronas convencionales y las de alta fusión para la elaboración de dientes artificiales.⁶

1.2 Composición

Las primeras porcelanas dentales están constituidas por feldespato, caolín y cuarzo, actualmente la porcelana para uso odontológico no tiene entre sus componentes caolín. El caolín le proporcionaba plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando todavía no está cocida. Conjuntamente, se añaden pigmentos para obtener distintas tonalidades al tratarse básicamente de vidrios poseen unas excelentes propiedades ópticas que nos permiten conseguir unos buenos resultados estéticos. (cuadro1).¹

Material	Porcentaje
Sílice	63
Alúmina	17
Óxido de boro	7
Potasa(K ₂ O)	7
Sosa(Na ₂ O)	4
Otros óxidos	2

Cuadro 1. Composición de la porcelana dental

1.3 Coeficiente de expansión térmica

Ralph W. Phillips (2004) definió al coeficiente de expansión térmica como el cambio de la longitud por unidad de la longitud original de un material cuando su temperatura aumenta 1°K.

Una restauración puede expandirse o contraerse durante un cambio de temperatura en su procesamiento, lo cual puede repercutir a cambios



dimensionales en su estructura y tener efectos como una micro filtración marginal en la restauración.⁴

1.4 Fuerza transversal

La fuerza transversal estudia la resistencia a la fractura durante la fuerza a la compresión y a la tensión de la cerámica dental esta tiene una fuerza transversal entre 50 y 600 MPa(mega pascales)esta varía según el tipo de cerámica a ocupar, cuando se colocan coronas de porcelana en zonas de la boca sometidas a grandes cargas. Son susceptibles a mayor posibilidad de fractura que una restauración en la zona anterior donde las cargas oclusales son menores es importante tomar en cuenta el tipo de porcelana a usar sobre todo en zona donde la carga puede ser mayor o menor.¹

1.5 Adhesión de la porcelana en metales base

Para obtener una adecuada unión química a la porcelana dental, la aleación metal base debe tener un coeficiente de expansión térmica igual o parecido al de la porcelana, si se consigue una unión fuerte entre la faceta de porcelana y el metal la faceta de porcelana, soportara bien las cargas oclusales de la prótesis por lo que el riesgo de fractura disminuye. Por tanto, para la fabricación con éxito de una restauración metal porcelana se requiere una unión fuerte entre la interfase como una compatibilidad térmica.⁶

En el procedimiento de gasificado es importante tomar en cuenta para la unión de la porcelana con el metal ya que este consiste en liberar tensiones internas provenientes del colado, para eliminar impurezas contenidas en la estructura metálica, y prevenir la formación de burbujas durante el proceso de cocción de la porcelana y para permitir la formación de la capa de óxido sobre la superficie del colado que a su vez va a promover la unión con la porcelana. Este se



realiza mediante el calentamiento de la aleación a aproximadamente 1900 °F y el mantenimiento de esa temperatura durante algunos minutos.⁷

Existen teorías en relación de la unión entre el metal y la porcelana estas se clasifican en:

❖ **Unión mecánica**

La unión mecánica se logra por la capacidad de humectación superficial de la porcelana dental obteniendo que estos dos substratos tengan un íntimo contacto, y teniendo en cuenta el estado superficial de la aleación abrasionada.⁶

❖ **Unión compresiva-reológica**

Esta se obtiene por la contracción de la porcelana a través del proceso de enfriamiento que cubre la estructura, es muy importante para la resistencia de unión del metal y la cerámica.⁶

❖ **Unión química**

Esta se da a través de la interfase de ambos, la unión química es la adecuada en la adherencia entre el metal y la porcelana, la oxidación de las aleaciones establece en gran proporción su potencial de unión a la porcelana a través de la producción de una capa de óxido de metal en la superficie de la aleación que posteriormente es parcialmente disuelto dentro de la capa de porcelana durante la sinterización.⁶

• **Adhesión de la aleación Co-Cr a la porcelana dental**

El mecanismo de adhesión de la aleación cobalto -Cromo a la porcelana está relacionado con la dureza de la capa de la interfase en la superficie de la aleación, la mayor adherencia ocurre en la parte inferior de las superficies de aleación esto se da como resultado de la energía plástica adicional consumida durante la propagación de grietas a lo largo de la región de interfaz más dúctil de la aleación.⁷



- Adhesión de la aleación Ni-Cr a la porcelana dental

La capacidad adhesiva de la capa de óxido formada sobre aleaciones de níquel-cromo y la porcelana dental se debe, a la capa de óxido formada sobre estas aleaciones presentaba valores de adhesión superiores a lo establecido como límite (29 MPa) esto para evitar una ruptura entre la interfase del metal y la porcelana.⁸

Como ya hemos mencionado la unión que existe entre la capa de óxido, en la unión entre la porcelana y el metal, existe otro mecanismo que contribuye en dicha unión, este mecanismo consiste en la tensión compresiva que experimenta la porcelana al enfriarse.⁸

En las aleaciones de níquel-cromo dicha capa de óxidos es muy gruesa, sin embargo, puede ser correctamente tratada y de esta manera provee una adecuada resistencia de unión con la porcelana. Por otra parte, la capa de óxido encontrada en su superficie correctamente tratada, provee una adecuada resistencia de unión entre las aleaciones de níquel-cromo y la porcelana dental, de hecho, los valores de dicha resistencia son similares a los obtenidos en colados confeccionados con aleaciones nobles.⁸



CAPÍTULO 2. PROPIEDADES QUÍMICAS, FÍSICAS Y MECÁNICAS DE LAS ALEACIONES NÍQUEL-CROMO Y CROMO-COBALTO

Una aleación se define como un metal que contiene dos o más elementos mutuamente solubles en el estado fundido. En 1984 la Asociación Dental Americana(ADA) establece en sus especificaciones Numero 5, la clasificación de las aleaciones en función de su composición. Las aleaciones para unión a porcelana se clasifican como aleaciones de alta nobleza cuyo contenido del 60% son elementos nobles (Oro, Paladio o Platino) de los cuales 40% debe ser oro, las aleaciones nobles con un contenido en metal noble igual o superior al 25% en este grupo perteneces las aleaciones a base de paladio.⁹

Las aleaciones metal base cuyo contenido de metal noble es inferior al 25% dentro de ellas se incluyen las aleaciones de titanio, níquel-cromo y cromo-cobalto ya que estas tienen cambios menores en su composición que las hace compatibles con los materiales dentales. Los materiales cerámicos que se usan más a menudo con estos metales son porcelanas convencionales con base de feldespatos.⁹

Las aleaciones metal base han sido de elección en los últimos años ya que nos proporcionan mejores resultados para el uso de coronas metal porcelana en cuanto a su facilidad en el colado, su resistencia a la corrosión y su excelente biocompatibilidad que guardan con la porcelana, a estas pertenecen las aleaciones como: níquel cromo y cromo cobalto que han sido las más elegidas gracias a las propiedades que poseen.⁹ Cuadro 2.

CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS DE ALEACIONES PARA COLADOS	
CLASIFICACIÓN	CONTENIDO
Alto noble	Metal noble \geq 60% (oro, platino, paladio) y Oro \geq 40%
Noble	Metal noble \geq 25% (oro, platino, paladio)
No noble	Metal noble $<$ 25% (oro, platino, paladio)

Cuadro 2. Clasificación de las aleaciones dentales.⁸



Las aleaciones de metal base Níquel Cromo están formadas por un porcentaje de Níquel en su mayoría y un porcentaje de Cromo y otros elementos más que se mencionan en el siguiente cuadro. (Cuadro 3).⁶

METAL	PORCENTAJE
Níquel	67-80
Cromo	12-20
Berilio	1-2
Hierro	0.2-2.5
Indio	0.2-1
Estaño	0.2-1
Manganeso	0.5-6
Sílice	0.5-3.5
Aluminio	1.1-6
Titano	0.02-1
Boro	-0.5
Molibdeno	2-12
Tungsteno	6-7
Iridio	-0.15
Carbón	0.05-0.4

Cuadro 3. Composición de las aleaciones Ni-Cr.

Las aleaciones Ni-Cr poseen diferentes propiedades físicas, químicas y mecánicas, las propiedades que tiene estos metales que los hace compatibles como aleación son la presencia de Níquel la cuál proporciona a la aleación resistencia y dureza ayuda a descender la temperatura de fusión y aumenta la ductilidad, también se sabe que el níquel es el metal más alérgico que se conoce, esto gracias a su liberación de iones en su molécula este metal junto con el cromo proporciona resistencia a la corrosión y junto con el níquel esta aleación se vuelve más fuerte, aunque las aleaciones nobles presentan menos corrosión que estas aleaciones.¹⁰

El color de estas aleaciones es plateado brillante dentro de sus propiedades encontramos su rango de fusión que experimentan estas aleaciones es de 1.232°C y 1.343°C una de sus repercusiones es su elevada temperatura de



fusión, y la contracción que sufren estas aleaciones durante el proceso de cocción de la porcelana, estas aleaciones presentan mayor resistencia al doblado.⁶

Su densidad es baja oscila entre 8,0gr/ cm³ menos de la mitad de las aleaciones nobles, esto repercute en el procedimiento de colado que por su baja densidad pueden causar porosidades en revestimientos al impedir el escape de gases, el Níquel presenta una conductibilidad térmica baja. La dureza y la resistencia de las aleaciones Ni-Cr, adoptan gran dureza R-30 N (dureza Rockwell) su resistencia traccional y fluencia (152 a 1034 MPa y 221 a 758 MPa) una de su desventaja es de que son difíciles de pulir, pero hay menos probabilidad de perder sus márgenes en el pulido.⁵

Su módulo de elasticidad es de 2 a 2,5 mayor que las aleaciones nobles, lo cual estas se pueden usar en espacios amplios estas y se contraen más que las aleaciones nobles se recomiendan fundir a temperaturas que oscilen entre 1.500°F a 1.600°F esto para evaporar la cera y compensar las contracciones del metal. ⁵

Aleaciones Cr-Co(Cromo-Cobalto)

Las aleaciones Cr-Co están formadas por un porcentaje de cobalto superior al 60% y del metal cromo superior al 13%. Las propiedades físicas, químicas y mecánicas de las aleaciones Cr-Co que las hace compatibles como aleación son la presencia de Cromo, la cual le confiere resistencia a la corrosión y a la pigmentación debido a su gran pasividad, el cobalto junto con el cromo proporciona rigidez, dureza y resistencia una de sus propiedades químicas del cromo es que este metal es atacado por el elemento cloro, cuanto mayor sea el contenido de cromo, va a proporcionar a la aleación mayor resistencia a la corrosión.¹⁰

Su temperatura de fusión oscila aproximadamente 1325°C a 1400°C sus contracciones de colado se encuentran entre 2 y 2.5%, el módulo de



elasticidad es dos veces mayor que el de las aleaciones nobles por lo tanto se consideran más rígidas, también su ductibilidad es menor a las aleaciones nobles la densidad de estas aleaciones Cr-Co se encuentra entre $8\text{gr}/\text{cm}^3$ y $15\text{gr}/\text{cm}^3$ y su dureza en un 54%.¹¹Cuadro 4.

Propiedad	Aleaciones Ni-Cr	Aleaciones Cr-Co
Resistencia traccional (MPa)	800	896
Limite Elástico(MPa)	690	466
Módulo de Elasticidad(GPa)	145 a 190	125 a 220
Dureza(R-30N)	50	54
Densidad	$8,0\text{gr}/\text{cm}^3$	$8\text{gr}/\text{cm}^3$ y $15\text{gr}/\text{cm}^3$

Cuadro 4. Cuadro comparativo de las propiedades mecánicas de las aleaciones Ni-Cr y Cr-Co.^{12,2}

2.1 Módulo de elasticidad de las aleaciones Ni-Cr(Níquel-Cromo) en comparación con las aleaciones Cr-Co(Cromo-Cobalto)

El módulo de elasticidad en las aleaciones indica la rigidez relativa cuanto más elevado sea el módulo, más rígida será la aleación. El módulo de elasticidad para las aleaciones empleadas en la porcelana debe ser alto para que la restauración pueda resistir a la flexión que es la capacidad que presenta un elemento estructural a sufrir deformación, especialmente en restauraciones metal-cerámica donde la flexión pueda causar la fractura de la porcelana y crear grietas.¹⁰

Las aleaciones no nobles tienen un módulo elástico de 150 a $210\text{MPa} \times 10^3$ el cual es casi dos veces mayor que el de las aleaciones nobles que es de 116 a $117\text{MPa} \times 10^3$. El módulo de elasticidad de las aleaciones Ni-Cr es de 145 a 190GPa en comparación con las aleaciones Cr-Co, que su módulo de elasticidad es mayor este se encuentra de 125 - 220GPa , esto quiere decir que las aleaciones Cr-Co son más rígidas en comparación a las aleaciones Ni-Cr, estas aleaciones poseen mayor resistencia a la flexión, por su elevado módulo de elasticidad, lo que las hace ser más rígidas y por ende confiere mayor



resistencia a la flexión sobre todo al ser usadas en las restauraciones metal-porcelana, donde se puede llevar a cabo fracturas por una nula resistencia a la flexión.^{10,12}

2.2 Interrelación de la dureza y resistencia a la tracción en las aleaciones Ni-Cr y Cr-Co y su influencia en las cargas oclusales de las coronas metal porcelana

El Cobalto en la aleación eleva el módulo de elasticidad, así como la resistencia la rigidez y la dureza más que el níquel que está presente en las aleaciones Ni-Cr, también el Cromo proporciona dureza y resistencia a la corrosión, su elevado límite elástico proporciona gran resistencia a la fatiga lo que las hace ideales para soportar fuerzas en la boca durante mucho tiempo, también evita su alta deformación plástica en las estructuras de las prótesis ⁹

La resistencia traccional se define como la máxima tensión que puede soportar un material antes de fracturarse ante una fuerza traccional. La resistencia traccional de las aleaciones de níquel-cromo es de 5.098 Kg/cm², mientras que en las aleaciones nobles es de 6.50010.000 Kg/cm².⁸

2.3 Comparación de la discrepancia marginal en las aleaciones Ni-Cr y Cr-Co

El ajuste preciso de margen restaurativo es necesario para prevenir la inflamación gingival y el fracaso de la restauración, además la precisión marginal se considera un factor primario en la prevención de caries secundaria. La contracción por solidificación de las aleaciones puede llevar a un ajuste marginal inexacto de la prótesis fija.¹³

Idealmente no debería existir esta discrepancia entre el diente y la restauración; cuando se presentan permiten mayor acumulación de placa bacteriana, aumento en la microfiltración de bacterias y sus productos,



promueven una disolución del agente cementante, caries dental secundaria, enfermedad periodontal y una posible necrosis pulpar.¹³

Un estudio publicado por los autores J.Brintha, Jayashree Mohan en la revista The Journal of Indian Prosthodontic Society en el año 2013, el cual evaluó la precisión del ajuste marginal de una prótesis fija de cuatro unidades fabricado por centrifuga e inducción térmica de fundición, la discrepancia se midió usando un microscopio teniendo una precisión de 0.001cm, en el cual se comparó el ajuste marginal fundido y soldado en las aleaciones Níquel-Cromo y Cromo Cobalto. En el estudio se demostró que las aleaciones Cr-Co muestran un mínimo de discrepancia marginal en comparación con las aleaciones Níquel-Cromo, éstas obtuvieron una discrepancia marginal de 0.0102 y 0.0070cm en cambio las aleaciones Ni-Cr fueron 0.0216 y 0.0116cm, por lo tanto, la brecha marginal es mayor para las aleaciones Ni-Cr.¹³

2.4 Relación entre el calibre del metal y el grosor de la porcelana

La subestructura del metal casi siempre es de 0.3mm a 0.5mm de grueso cubierta por capas de porcelana, la cofia metálica debe de tener por lo menos 0.3mm de grueso para evitar las distorsiones a altas de temperatura y debe ser convexa sin ángulos agudos para poder proporcionar el espacio para la subestructura metálica. Las capas de porcelana deben tener por lo menos 1.5mm de grueso en áreas funcionales. ⁴



CAPÍTULO 3. PREPARACIONES PARA CORONAS METAL-PORCELANA

La preparación dental de coronas metal porcelana juegan un papel importante en la fabricación de la mayoría de restauraciones fijas metal-porcelana. Su translucidez y biocompatibilidad le otorgan propiedades estéticas muy deseables a la porcelana, no obstante, su naturaleza es frágil, la porcelana está formada básicamente de vidrios no cristalinos compuestos de unidades estructurales de sílice y oxígeno, limitan el uso de estos materiales.¹⁴

Los requisitos de cualquier restauración son que ésta sea resistente, duradera, precisa y funcional, la estética tanto en el sector anterior como posterior es necesaria una correcta preparación dental en el diseño de márgenes, el tipo de preparación dental es un factor importante que influye en una adecuada adaptación marginal, el tipo de preparación dental nos va a proporcionar la resistencia a la restauración y por ende va a repercutir la línea de terminación en un adecuado sellado marginal, para obtener resultados deseados y por lo tanto una buena resistencia al material restaurador.¹³

3.1 Requerimientos de tallado principales de una preparación metal porcelana

El diseño y preparación de un diente para una restauración está regido por:

- Preservación de la estructura dentaria.
- Retención y estabilidad.
- Solidez estructural.
- Integridad marginal.
- Preservación del periodonto.¹⁴

❖ Preservación de la estructura dentaria

Habitualmente la preparación de un diente debe tener un máximo de desgaste de 2mm, esto es proporcionado por el grosor de las fresas lo que permite darle espesor adecuado al material restaurativo. La restauración tiene como finalidad reemplazar las estructuras dentarias perdidas, y debe conservar la estructura dentaria posible.¹⁴ Figura 3.

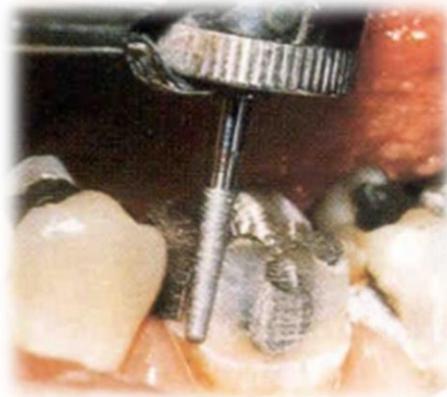


Figura 3. Preservación de la estructura dentaria en la preparación dental. ¹⁵

El excesivo tallado de un diente puede implicar en una mala adaptación de la restauración en cuanto a su retención y resistencia de la preparación.

El contribuir a desgastes rápidos y sin una buena irrigación de la estructura dental puede ocasionarnos alteraciones pulpares, como la hipersensibilidad, pulpitis o necrosis, es importante tomar en cuenta unos correctos desgastes durante la preparación dental el cual debe de realizarse en forma intermitente para no sobrecalentar el diente.¹³

Una restauración dental debe preservarse siempre en el diente preparado si esto no se lleva a cabo no se cumple con el concepto biológico funcional y estético, las restauraciones deben tener la suficiente resistencia a las fuerzas verticales que se encuentran en función.¹⁴



❖ Retención y estabilidad

La retención y la estabilidad son dos factores inseparables y generalmente uno depende del otro y los dos juntos dependen de la configuración geométrica de la preparación dentaria. Mientras que la retención previene o evita el desalojo de la restauración a lo largo del eje de inserción, la estabilidad previene la dislocación de la restauración por fuerzas oblicuas o laterales. La unidad básica de retención la constituyen dos superficies opuestas; en la restauración de recubrimiento total está dada por las superficies externas y en la restauración de cubrimiento parcial por las superficies internas.¹⁶

VARIABLES QUE INFLUYEN EN LA RETENCIÓN Y ESTABILIDAD:

- **Magnitud y dirección de las fuerzas oclusales**

Las fuerzas oclusales que se ejercen en los movimientos mandibulares se pueden evaluar por el grado de contacto y de resistencia con los dientes antagonistas, el volumen del hueso de soporte y el volumen de los músculos masticatorios.¹⁶

- **Geometría de las preparaciones**

La geometría de la preparación es un factor que está bajo el control del cirujano dentista y que proporciona que una restauración se quede o no en su sitio. La retención como tal impide la expulsión de la restauración a lo largo de la vía de inserción o del eje longitudinal de la preparación dental.¹⁴

La entidad fundamental de la retención es el principio formado por dos superficies opuestas que pueden ser: externa paredes vestibulares o linguales de una corona de recubrimiento completo.

La máxima retención se logra cuando solo hay una dirección de entrada y salida de la restauración (figura 4).¹⁴

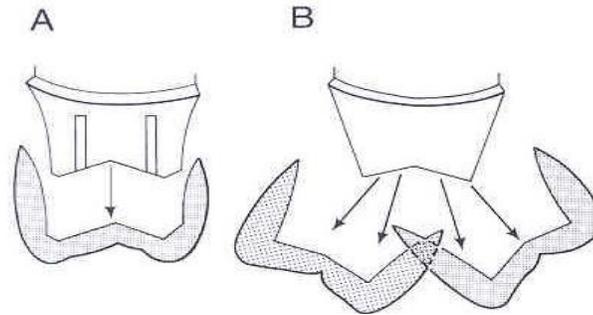


Figura 4. A) Al limitar las vías de salida se mejora la retención B) es mucho menos retentiva una preparación con libertad ilimitada.

La resistencia evita el desalojo de la restauración esto gracias a las fuerzas rígidas en dirección apical u oblicua y prevé cualquier movimiento de la restauración en el momento de la aplicación de fuerzas oclusales. La resistencia al desplazamiento de una preparación dental que se le observan paredes cortas en un diente grande puede mejorarse con el empleo de surcos en las paredes axiales. En los dientes con corona clínica corta la estabilidad y retención se mejoran realizando alargamiento de corona clínica mediante una cirugía periodontal.¹⁷ Figura 5.

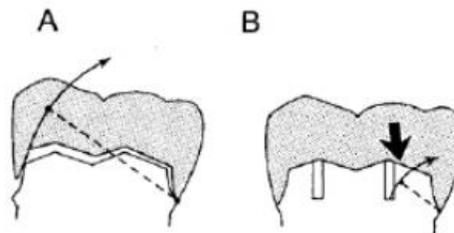


Figura 5. A) Se observa la resistencia de una preparación corta B) empleo de surcos para mejorar la retención de la preparación .¹⁴

❖ Solidez estructural

Cuando hablamos de solidez estructural en prótesis fija nos referimos a la capacidad que tiene la restauración protésica para resistir las fuerzas oclusales sin sufrir ningún tipo de fractura o deformación .¹⁷

El espacio interoclusal es uno de los fundamentos más importantes para conseguir un adecuado grosor del metal y buena solidez de la restauración este espacio interoclusal se va conseguir realizando un desgaste por la cara oclusal la cual debe estar entre 1.5 y 2.0 mm siguiendo sus formas anatómicas.¹⁴

Para conseguir un espacio para el metal a utilizar se debe biselar el angulo formado por la pared oclusal y axial, esto para evitar fracturas de las cúspides y lograr una mayor solidez estructural y dar el suficiente espacio para los materiales cerámicos, para esto el desgaste deberá ser realizado selectivamente logrando una adecuada resistencia a la preparación.¹⁴ Figura 6.

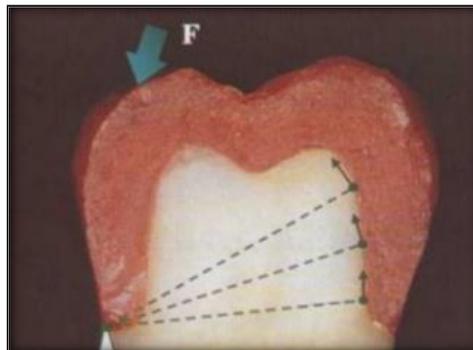


Figura 6. Forma de resistencia del tallado cuando está sometida a la acción de fuerzas laterales.¹⁶

❖ Integridad marginal

El objetivo básico de toda restauración cementada es estar perfectamente adaptada y con una línea mínima de cemento, para que la prótesis pueda permanecer en función el mayor tiempo posible, en un ambiente biológico desfavorable que es la boca.¹⁸

La confección de correctas terminaciones permite la supervivencia de la restauración en un medio ambiente oral, el tipo de línea terminal influye en la calidad de una restauración, las líneas terminales de una restauración se realizan de acuerdo al material restaurador que se desea obtener.¹⁹

La localización de la línea terminal determina la salud periodontal, como es el caso de una línea de terminación subgingival que causa un daño a los tejidos periodontales, logrando efectos como recesión gingival y el desajuste de la preparación a comparación de una línea supra gingival que repercute en menores daños a la salud de los tejidos periodontales.²¹

El odontólogo debe tener en mente que el mayor porcentaje de fracasos de las prótesis fijas se debe a la existencia de caries que se instala con la presencia de placa bacteriana. El desajuste marginal desempeña un papel fundamental en este proceso, así como la instalación de la enfermedad periodontal.³⁷ Figura 7.



Figura 7. Se observan márgenes inadecuados en el incisivo central superior lo que repercute a la instalación de procesos patológicos en el tejido gingival.²⁰



❖ **Preservación del periodonto**

La relación saludable e íntegra entre las restauraciones dentales y el periodonto es de suma importancia para la armonía clínica y estética de las restauraciones. El periodonto debe estar en buen estado para iniciar la rehabilitación protésica del paciente, por otro lado, la rehabilitación protésica debe mostrar mejor adaptación con los tejidos periodontales para que éstos puedan permanecer saludables por un tiempo prolongado y la restauración proporcione éxito a largo plazo en los tejidos periodontales.¹⁶

3.2 Margen gingival

El margen gingival corresponde a la porción coronal de la encía, la localización del margen gingival de una restauración está directamente relacionada con el estado de salud de los tejidos periodontales y existen dos factores que pueden influir desfavorablemente: el grado de adaptación marginal y la profundidad intracrevicular de la línea de terminación de la preparación.²⁷

3.3 Localización de los márgenes gingivales

El cirujano dentista debe de considerar la función de los tejidos periodontales en el momento de realizar una rehabilitación protésica que involucre los márgenes gingivales, la ubicación de la línea de terminación debe tender a alejarse de la encía siempre que sea posible sobre todo en la zona estética en donde el objetivo es ocultar el margen de dicha restauración, la localización del margen gingival de una restauración, está directamente relacionada con el estado de salud de los tejidos periodontales.²¹

Se ha demostrado que la colocación de márgenes subgingivales, proveen un nicho ecológico para que se alojen patógenos, de allí que existen dos factores indispensables de evaluar, como son el grado de adaptación marginal y la profundidad intracrevicular de la línea de terminación de la preparación.

Es importante mantener la salud de los tejidos periodontales en las líneas de terminación supragingival y subgingival para evitar repercusiones de la restauración futura a colocar, así como lograr una buena adaptación marginal.²¹ Figura 8.



Figura 8. Se observan las líneas de terminación subgingival (O. D11) y supragingival (O.D 21).²²

Línea de terminación subgingival

La línea de terminación subgingival presenta un mayor riesgo biológico para la salud de los tejidos periodontales, las preparaciones a nivel subgingival son más propensas a inflamación debido a la mayor repercusión de sangrado durante la preparación y de recesión gingival, además de producir un desajuste marginal de la restauración.¹⁹

Los márgenes subgingivales están indicados cuando hay presencia de caries dental que se extienden subgingivalmente, erosiones dentales en la zona proximal donde se extiende a nivel de la cresta gingival, en caso de coronas metal cerámicas se debe extender por debajo de la cresta labio gingival, pero varios estudios han demostrado que las restauraciones se colocan debajo del margen gingival están asociados con la inflamación periodontal .²²

La inflamación gingival es uno de los retos que nos enfrentamos los cirujanos dentistas en la práctica clínica, está influenciada por cuatro características que son: el perfil de emergencia, se refiere a la curvatura de la corona que emerge del surco en relación con la curvatura de la encía, la rugosidad del metal y la

cerámica y exposición del cemento, el grado de discrepancia marginal y la invasión del surco.¹⁹

Línea de terminación supragingival

Las preparaciones con línea de terminación supragingival son aquellas que se encuentran por encima del margen gingival, estas tienen menos repercusiones sobre los tejidos periodontales una de sus desventajas es de que son menos estéticas debido al contraste perceptible, son más fáciles de preparar sin traumatizar los tejidos blandos se pueden pulir con facilidad, así mismo se mantienen libres de placa en cuanto al color y la opacidad de los materiales restaurativos, esta línea de terminación se usa con más frecuencia en zonas más posteriores donde no requiere mucha visión estética.²¹ Figura 9.

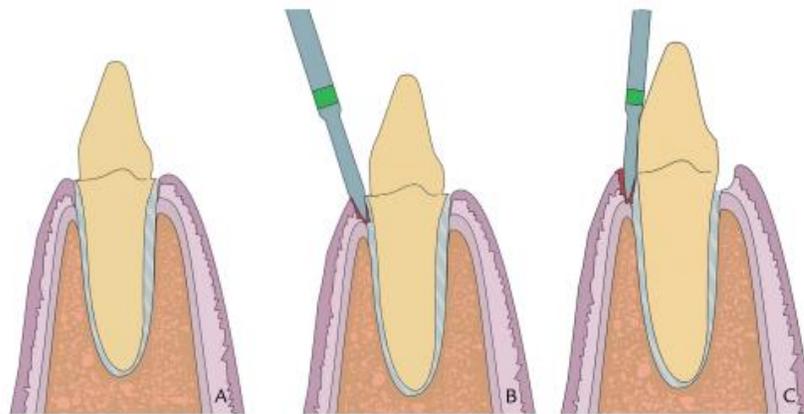


Figura 9. A) Preparación con línea de meta supra gingival. B) eliminación del primer milímetro de la corona anatómica. C) creación del plano axial vertical entre la corona y la raíz.²²

3.4 Tipos de terminación cervical para una corona metal porcelana

El tipo de línea de terminación tiene como objetivo lograr una adecuada adaptación de las restauraciones, lo que contribuye a una menor disolución del cemento; además se relaciona con el espacio suficiente para un adecuado grosor de la aleación y la porcelana obteniendo un óptimo contorno.²³

El tallado de un diente debe ser adecuado para darle el suficiente espacio a la restauración que posteriormente va a ser rehabilitada, es importante en el tallado conservar la anatomía del diente preservando los planos inclinados básicos la terminación cervical de los tallados puede presentar diferentes configuraciones de acuerdo con el material a ser empleado para la confección de la corona.¹⁴

En la prótesis fija hay diferentes formas de ajuste entre el borde cervical de la restauración y la línea cervical del diente preparado, a estas dos se le conocen como junta deslizante y junta a tope, en la deslizante encontramos a terminaciones tales como: filo de cuchillo, chamfer, hombro biselado y hombro inclinado esta nos proporciona un ajuste más preciso.²⁴

Las terminaciones a tope son más exactas y nos permite corregir pequeñas discrepancias en esta abarca a terminaciones como: hombro en ángulo recto es importante saber las ventajas y desventajas de estas terminaciones para obtener un buen sellado marginal y una correcta adaptación marginal.²⁴ Figura 10.



Figura 10. A) Terminación junta deslizante. B) terminación junta tope.²⁴

Terminación chamfer

La terminación más utilizada en la mayoría de las preparaciones fijas para la elaboración de coronas de metal-porcelana. En las restauraciones metal porcelana encontramos una superficie metálica esta va a estar apoya en el diente tallado y posteriormente va a estar recubierta por porcelana en mayor o menor medida, la cual nos va a otorgar un soporte y unión.¹⁶

Esta terminación permite que la aleación metálica se ajuste a la superficie del diente y evite contracciones en su estructura de la restauración, también permite un buen nivel de ajuste de la aleación metálica al diente preparado e impide la aparición de escalones gingivales de la corona al diente, lo que se conoce con el nombre de sobre contorneado o desajuste gingival. ¹⁶ Figura 11.



Figura 11. Terminación cervical tipo chamfer.²⁵

Hombro o escalón biselado

Es un tipo de terminación en el que sucede la aparición de un Angulo de 90° esto entre las paredes axiales y cervicales con un biselado cavo-superficial este tipo de terminación está indicado para coronas metal-porcelana, el hombro biselado nos proporciona un desgaste acentuado de la preparación para conseguir un espacio apto para la colocación de la estructura metálica y la porcelana, el bisel de esta preparación deberá presentar angulación mínima

de 45° lo que permitirá un mejor sellado marginal y escurrimiento del cemento es importante utilizarlo en las caras de la preparación donde la estética es visible tal como es el caso de las caras vestibulares y mitad de las caras proximales (Figura 12).¹⁶

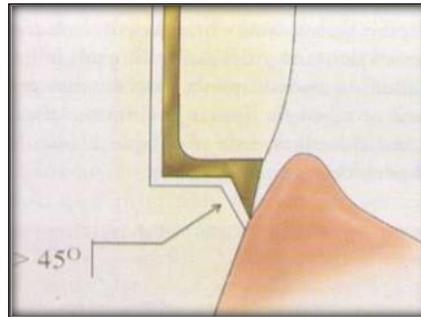


Figura 12. Se observa la terminación en hombro biselado y el ángulo formado por el bisel.

Escalón u hombro

La terminación nos proporciona un espesor suficiente a la cerámica para soportar las cargas masticatorias, reduciendo la posibilidad de fractura proporciona una línea nítida y definida, requiere el mayor desgaste de estructura dental resulta en un tipo de unión en escalón entre las paredes axiales y cervicales, dificultando el escurrimiento del cemento y acentuando el desajuste oclusal y cervical.¹⁴

Es un tipo de terminación donde la pared axial del tallado forma un ángulo de aproximadamente 90° con la pared cervical.¹⁶ Figura 13.



Figura 13. Se observa la terminación en hombro en la cual se forma un ángulo de 90° con la pared cervical.²⁵



Los tipos de terminaciones cervicales que más utilizamos en restauraciones metal-porcelana son chamfer y hombro, ya que son los que nos permiten dar un grosor suficiente tanto para el metal de la cofia como para la porcelana y nos aportan valores de discrepancia marginal aceptables para el pronóstico de nuestra restauración. La terminación chamfer es actualmente la terminación de referencia por su sencillez y conservación de los tejidos dentales, permite un correcto escurrimiento del agente cementante sobrante y establece el límite de la restauración de forma bien definida permite ser realizado de forma más pronunciada (chamfer profundo) logrando una mayor resistencia a la deformación mecánica y térmica, y permitiendo más grosor del material restaurador otorgando más estética a la corona a restaurar.²⁶

Siempre encontraremos contracción del metal tras la cocción de la porcelana, de modo que la discrepancia marginal aumenta. Siempre que la estética del caso lo permita, realizaremos un bisel para terminar nuestras preparaciones de modo que podamos añadir un collar metálico a nuestra restauración, y así disminuir los valores de discrepancia marginal. En casos de restauración en frente anterior, con límites cervicales en hombro, podremos realizar cuellos cerámicos que mejorarán la estética de la restauración.¹⁷



CAPÍTULO 4. CONSIDERACIONES EN LOS TEJIDOS PERIODONTALES REQUERIDOS EN EL TRATAMIENTO CLÍNICO PROTÉSICO

Es de suma importancia la relación entre el área protésica y periodontal para lograr una correcta rehabilitación dental, los tejidos periodontales deben tener un buen estado de salud para lograr resultados exitosos a largo plazo. Al realizar un tratamiento protésico se debe de tomar en cuenta la interface entre el límite de la restauración y los tejidos que forman el periodonto para evitar procesos inflamatorios que influyen en el mantenimiento y la estabilidad de la prótesis, también cabe destacar que la rehabilitación protésica debe mostrar una armonía con los tejidos periodontales para conseguir una adaptación marginal lo más saludable.²⁸

4.1 Espacio interdentario

Otro aspecto a considerar en relación al contorno de la corona es el espacio interdentario, cuando se encuentra en óptima la salud periodontal los espacios interproximales estarán previstos por tejido óseo y tejido blando, vestibular y lingual, unido por una porción cóncava en sentido vestibulolingual denominada "col", la cual es establecida por el punto de contacto interdental, en caso de un punto de contacto profundo la concavidad "col" es marcada mientras que cuando la ubicación del punto de contacto se encuentra más hacia la superficie coronal, la concavidad "col" es menos marcada cumpliendo entonces que el col a nivel de los dientes posteriores está más acentuado adicionalmente cabe destacar que el grado de queratinización de esta superficie es inversamente proporcional al ancho y alto de los espacios interproximales.²⁸

4.2 Biotipos periodontales

La arquitectura gingival está determinada por la anatomía dental, la posición y tamaño de los puntos de contacto, forma de las troneras, características de la cresta alveolar y de los tejidos blandos.²⁹

El biotipo periodontal está caracterizado por el ancho y espesor del contorno marginal y papilar, la proporción y altura del hueso subyacente. Los biotipos periodontales son esenciales para el tratamiento protésico ya que al saber de ellos podemos valorar la influencia que tienen hacia la restauración, un biotipo periodontal fino tiene mayor posibilidad a generar recesiones gingivales lo que nos puede conllevar a sufrir una recesión de la restauración en el biotipo periodontal fino suele existir una cortical ósea vestibular fina y áreas de contacto coronales hacia el borde incisal.³⁰

Si existiese bolsas son de poca profundidad y con mayor tendencia a las recesiones como ha dehiscencias y fenestraciones, su tejido gingival es delicado, transparente y friable, más susceptible a sufrir trauma e inflamación. En cambio, unos biotipos periodontales gruesos presentan una encía fibrótica y densa, son menos aptos a presentar recesiones gingivales después del acto quirúrgico, restaurador e implantológicos siendo más resistentes al trauma agudo.³⁰Figura 14.

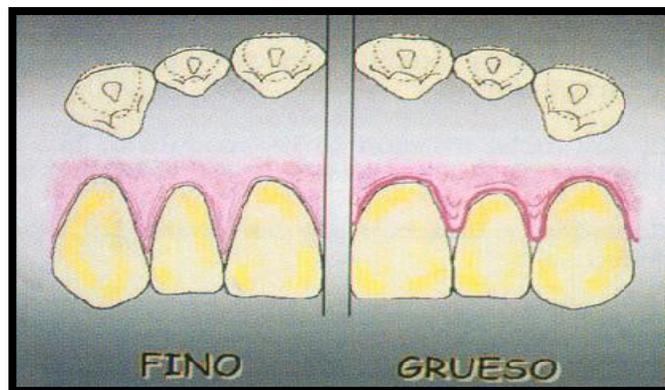


Figura 14. Se observa las formas de las coronas en un biotipo periodontal fino y grueso.³¹

Biotipo periodontal delgado

El Biotipo periodontal delgado tiene como característica que el margen gingival es delgado y este se localiza en la unión cemento-esmalte, las papilas son largas y delgadas en forma de filo de cuchillo, muestra dientes anteriores con una corona clínica larga y estrecha, con un punto de contacto alto (cerca de incisal) y un hueso alveolar delgado.²⁸Figura 15.



Figura 15. Se observan las características de un biotipo periodontal fino.²⁹

Biotipo periodontal grueso

Se caracteriza por tener un margen gingival ancho y poco festoneado papilas bajas con una zona de encía queratinizada amplia, el hueso de la pared cortical vestibular es grueso presenta dientes anteriores con corona clínica corta y amplia, contactos grandes cerca de las superficies de contacto. Tiende a ser más resistente al trauma, pero responde a la enfermedad periodontal con la formación de bolsas y defectos infra óseos, el biotipo grueso tiene más irrigación por ende mayor curación y puede alcanzar un cierre primario en los tejidos.²⁸Figura 16.



Figura 16. Se observan las características de un biotipo periodontal grueso.²⁹

4.3 Espacio biológico

El espacio biológico juega un papel importante en la salud periodontal es importante tomar en cuenta este espacio sobre todo a la hora de realizar una preparación dental, así como el tipo de terminación cervical ya que estos repercuten en la salud de los tejidos. La unión dento gingival o comúnmente conocida como espacio biológico ha sido descrita por varios autores y se le ha considerado como una unidad funcional la cual está comprendida por el surco gingival el epitelio de unión y el tejido conectivo supracrestal.³²

Es importante considerar espacio biológico para logra una condición más favorable para la salud gingival y el éxito de la restauración el espacio biológico es de aproximadamente 3 mm; el primer milímetro va desde el punto inicial de la dentina hasta el cierre marginal de la encía siendo específica para cada paciente; luego 1mm para la inserción del epitelio y 1 mm para la inserción del tejido conjuntivo.²⁸Figura 17.

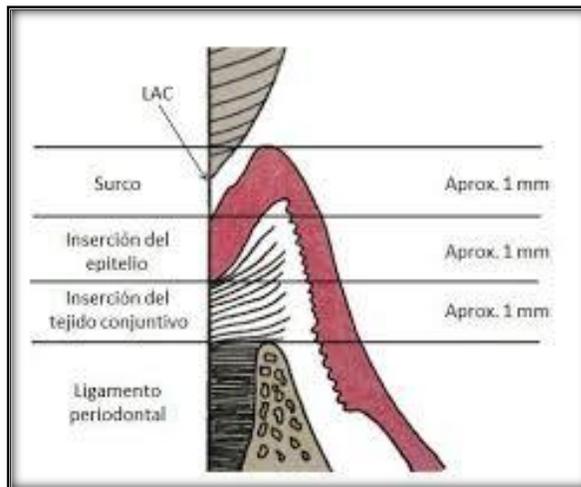


Figura 17. Composición del espacio biológico.³²

4.4 Invasión del espacio biológico

La reacción del periodonto previo a la invasión del espacio biológico produce alteraciones que llevan a alterar su estado de salud, repercutiendo con una mayor inflamación gingival provocando una pérdida ósea, como una pérdida de inserción, acompañado de un desarrollo de caries dental y un mayor desajuste de la restauración que conllevarán a diversos problemas restauradores y periodontales. La invasión del espacio biológico se ve alterada por diversas situaciones que repercuten en la rehabilitación protésica tales como:³²

- Línea de terminación de la preparación

Para lograr una línea de terminación adecuada se debe de cumplir con las siguientes características las cuales deben estar relacionadas con la nitidez, y con un tallado fácil de percibir, este debe seguir el contorno de la encía, no involucrar el espacio de la papila interdientaria, ni el epitelio del surco, ni el epitelio de unión en este aspecto es de suma importancia considerar la ubicación y el diseño de la línea de terminación gingival.²⁸ Figura 18.

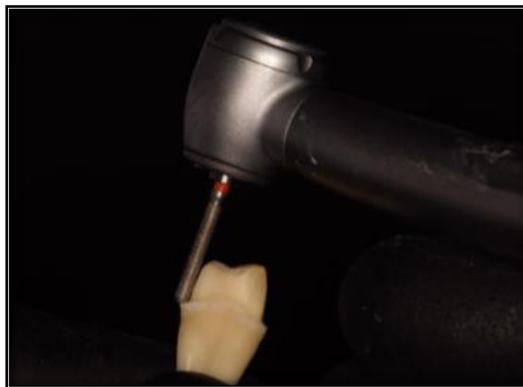


Figura 18. Tallado de la línea de terminación.³³

- Impresiones separación gingival

La separación gingival puede conseguirse a manera de diferentes métodos como: mecánicos, físico químicos, electro quirúrgicos y rotatorios; con lo cual se busca deslizar lateralmente el tejido blando para permitir acceso y suministrar un adecuado grosor para el material de impresión; cada uno de los métodos tiene sus ventajas y desventajas, así como sus riesgos sobre los tejidos periodontales. Una consecuencia es una incorrecta manipulación del material de impresión lo cual ocasiona el desplazamiento de los tejidos puede dañar los tejidos periodontales y causar daños irreparables.¹⁹Figura 19.



Figura 19. Separación gingival con el huso de hilo retractor.²⁶

- Restauraciones provisionales

Una restauración provisional debe tener como componentes principales márgenes definidos, lisos y bien pulidos que simplifiquen la eliminación de placa dentobacterina y no su contención para prever así una respuesta inflamatoria localizada, por lo tanto, debe prepararse una protección temporal bien contorneada y con ajuste correcto que beneficie y sustenta la salud y cumpla además la estética.¹⁹

4.5 Proporción corona raíz

La proporción corona raíz en la evaluación del tratamiento protésico nos proporciona un resultado para elegir los dientes a ser utilizados como pilares en la futura prótesis, es importante elegir el diente pilar para obtener un buen soporte, resistencia y para soportar las fuerzas oclusales ejercidas durante la masticación. La proporción corona raíz se define como la medida que va desde la cresta alveolar hacia oclusal comparada con la raíz incluida en el hueso.¹⁴

Criterios de selección en la evaluación de dientes pilares:

- La proporción corona raíz 1:1 es la mínima aceptada.
- Una proporción corona raíz 2:3 es la ideal para un diente que vaya a servir como pilar para prótesis fija
- Siempre que sea posible el pilar lo debe constituir un diente vital.
- No debe presentarse movilidad en el diente pilar
- Si un diente pilar presenta tratamiento de conductos este debe tener un buen sellado apical y obturación completa de los conductos, los tejidos de soporte de los dientes pilares deben estar sanos y libres de inflamación. (Figura 20).¹⁴

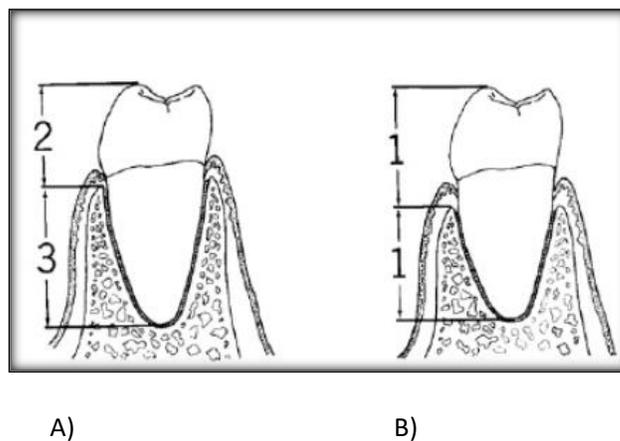


Figura 20. A) Proporción corona raíz en óptima B) proporción corona raíz mínima aceptable.



CAPÍTULO 5. IMPORTANCIA CLÍNICA DE LA ADAPTACIÓN MARGINAL EN RELACIÓN CON LAS ALEACIONES NI-CR Y CR-CO

El éxito a largo plazo de una restauración en prótesis fija depende en gran parte de su adaptación interna y marginal, su ausencia resulta favorable para la solubilidad del cemento, microfiltración e incremento en la retención de placa dentobacteriana, caries secundaria, así como inflamación gingival.⁹

La adaptación marginal ha sido definida como la exactitud con la que se asienta una restauración en prótesis fija sobre la línea de terminación previamente tallada en la porción cervical de la corona dentinaria, mediante el uso de instrumentos rotatorios. La adaptación marginal es uno de los criterios importantes a tomar en cuenta en las restauraciones en prótesis fija determinando la longevidad de la corona, como se ha descrito anteriormente las aleaciones metal base toman un papel importante en la adaptación ya que debido a sus propiedades físicas, mecánicas y químicas nos ofrecen una relación con la adaptación marginal y su repercusión con la restauración protésica.⁹

5.1 Integridad marginal

La integridad marginal sigue un principio importante en los requerimientos de tallado para una preparación dental, ya que de esta se deriva una correcta línea de terminación cervical que conlleva a la salud de los tejidos periodontales. El tallado de la preparación dental es fundamental para otorgar soporte, estabilidad y resistencia, así la restauración va a tener más probabilidad de permanecer más tiempo en la cavidad bucal y por ende soportar las fuerzas masticatorias.

El objetivo de la integridad marginal es conseguir una correcta adaptación de los márgenes gingivales a la línea de terminación para lograr el éxito de la restauración y la supervivencia de esta en la cavidad bucal y lograr un correcto asentamiento de la restauración. Figura 21.¹⁶



Figura 21. Asentamiento de la restauración protésica sobre la línea de terminación.³⁴



5.2 Adaptación marginal

Un estudio publicado por los autores Halil Ibrahim, Haydar Albayrak en la revista *The Journal of Prosthetic Dentistry* en el año 2016, ha demostrado que la aplicación de los revestimientos cerámicos en las aleaciones Níquel-Cromo y Cromo-Cobalto pueden cambiar la estructura de la cerámica esto debido a los diferentes coeficientes de expansión térmica que posee la cerámica y las aleaciones Níquel-Cromo y Cromo-Cobalto repercutiendo a un mayor grado de discrepancia marginal en la restauración protésica. Hoy en día se utilizan nuevas tecnologías para medir la adaptación marginal como es el uso de la tecnología de selective laser melting o fusión selectiva por láser (SLM) es una técnica de impresión 3D en CAD/CAM, está catalogada como una técnica aditiva, utiliza un láser a altas temperaturas que fusiona selectivamente el polvo de las aleaciones metálicas creando capas de metal solidificado para el software de la restauración CAD-CAM.^{37,46}

La tecnología CAD-CAM permite medir la adaptación marginal por medio de sistemas controlados y estos constan de tres fases: la digitalización, el diseño, el maquinado. La digitalización, se logra con el registro tridimensional de la preparación dentaria a través de un escáner, realizando una impresión óptica en el diseño y se traslada la información obtenida al programa para crear la prótesis dental.

El maquinado se encarga de procesar toda la información obtenida para lograr el diseño que se requiere gracias al sistema CAM, por lo que las ventajas que se obtienen con el sistema CAD-CAM son menor reducción del tiempo de trabajo y elimina pasos en el laboratorio clínico, también podemos obtener restauraciones con mayor precisión y mayor ajuste marginal de la restauración entre sus desventajas tiene un mayor costo de adquisición y sus equipos complejos de manejar.³⁵ Figura 22.



Figura 22. Diseño de la preparación protésica con tecnología CAD-CAM.³⁶

En el presente estudio la sinterización por láser presentó mayor discrepancia marginal $0.016 \mu\text{m}$ (micras) a las técnicas de fresado con metal duro y blando, las cuales presentaron una discrepancia marginal menor a $0.001 \mu\text{m}$ y $0.05 \mu\text{m}$, respectivamente. Las técnicas de fresado tienen mayor ajuste marginal estas se refieren al fresado de las restauraciones en forma de bloque, este sistema sustractivo se basa en máquinas mecanizadas como tornos y fresadoras que se utilizan para cortar mecánicamente un bloque de material a una forma deseada puesto que la confección de la estructura se realiza fresando piezas primarias, el tiempo de trabajo y la cantidad de material perdido dependerá del tamaño inicial de la pieza primaria.³⁷

Sus ventajas de esta técnica es que hay menos riesgo de contaminar los materiales acabados porque este método no requiere refrigeración con agua, reduce el tiempo de trabajo, además las aleaciones de fresado no son susceptibles a errores de procedimiento, como la distorsión que resulta de la tensión térmica, también posee exactitud en la facilidad de fabricación de modelos complejos ya que está fabricado mecánicamente. Su desventaja tiene un mayor costo en su producción, así como una mayor contaminación ambiental causada por el polvo metálico fresado, las herramientas de fresado son costosas, para la confección de las copias se requieren tiempo.²³

Otro método importante para la medición de la adaptación marginal es la medición mediante microscopía electrónica de barrido (MEB). Se trata de una

técnica conservadora, con un excelente poder de magnificación que permite analizar con gran precisión la discrepancia y la calidad marginal. Empleando MEB se puede explorar repetidamente todo el perímetro de la prótesis y al mismo tiempo, se puede caracterizar el material mediante espectrometría dispersiva. Pero la microscopía electrónica de barrido también tiene limitaciones ya que requiere una preparación previa de las muestras (fijación, metalización, etc.) y la exactitud de sus medidas depende del ángulo de observación, uno de los microscopio utilizados para medir el ajuste marginal es el electrónico de barrido JSM-6400 Scanning Microscope, su capacidad de magnificación del equipo oscila entre 15 y 300.000 aumentos, con una resolución de 3.5 nm(nanómetros) y un voltaje variable entre 0,5 KV y 40KV.

Este microscopio se angula entre 30° y 35° para que la interfase quede perpendicularmente posicionada al eje óptico del microscopio y así poder realizar la medición del desajuste marginal. Una vez orientada la muestra de la corona, se enfocaba la imagen para obtener una fotografía de la interfase a 500 aumentos para obtener un valor promedio de las mediciones de ajuste de cada imagen se trazaban con el programa Paint, con 19 líneas paralelas a la primera medición ya realizada en cada imagen hasta obtener un total de 20 líneas. Estas líneas se miden con un escalímetro y se convierten los datos de la medición a micras empleando una fórmula que ejecutaba la regla de tres correspondiente a cada una de las imágenes usando el dato real en micras del MEB y su valor en milímetros de la aproximación con el escalímetro. (Figura 23).³⁸



Figura 23. Microscopio electrónico de barrido.



Las ventajas de estas técnicas son que las restauraciones prediseñadas pueden ser producidas en un corto tiempo y que la fabricación de las restauraciones puede tener un mejor ajuste, en comparación con las técnicas convencionales de fundición de metal y cerámica.³⁷

Un estudio publicado por los autores Kalyani, Dhanraj, Ashish en la Revista Journal of Advanced Pharmacy Education & Research en el 2017, toma en consideración que el uso de las aleaciones en prótesis fija es un factor fundamental en la adaptación marginal, en este estudio se comparó la adaptación marginal de aleaciones metales base y aleaciones nobles, el cual concluye que las aleaciones metal base poseen una mayor discrepancia marginal que el de las aleaciones nobles. Las aleaciones nobles poseen propiedades tales como mejor adaptación marginal, menor oxidación, mejor color, mayor resistencia a la corrosión, mayor biocompatibilidad, por lo cual adoptan criterios para un buen ajuste marginal, una de sus desventajas es que son menos resistentes que las aleaciones metal base, lo cual pueden llegar a sufrir deformación en su estructura.³⁹

5.3 Factores que afectan la adaptación marginal

La salud periodontal de los dientes pilares y la durabilidad de la prótesis fija depende de la adaptación marginal, cualquier discrepancia en el área marginal conduce a factores que pueden afectar el ajuste marginal de la restauración tales como son:¹³

- La línea de terminación de la preparación

La configuración de la línea de terminación de la preparación dental, dicta la forma y el volumen del material en el margen de la restauración. Esto también puede afectar tanto a la adaptación marginal como el grado de asentamiento de la restauración, una línea de terminación subgingival ocasiona más daños a los tejidos periodontales causando mayor grado de inflamación gingival.

Varios autores han afirmado que los ciclos de cocción de la porcelana influyen en la línea de terminación cervical de las preparaciones, ya que cambia el ajuste marginal de los materiales de restauración. Se ha observado que línea de terminación chaflán, muestra un notable ajuste marginal a diferencia de la línea de acabado de hombro, esto se debe que línea de acabado de chaflán tiene cierta longitud en la pared axial de la preparación, por lo que el cierre de margen es más probable, a lo largo de esta longitud.

Por otro lado, el margen del hombro tiene una forma de junta a tope, sin ninguna longitud en la pared axial.⁴² Figura 24.



Figura 24. Se observa la longitud de las terminaciones con la pared axial donde A) terminación chaflán B) terminación hombro redondeado.⁴³

- Acumulación de placa dentobacteriana

El acumulo de placa dentobacteriana alrededor de las restauraciones puede dar como resultado inflamación gingival, así como el progreso de enfermedad periodontal, perdida de hueso alveolar y la existencia de caries, esto trae como consecuencias un inapropiado sellado marginal de nuestra restauración protésica.⁹Figura 25.



Figura 25. Se observar inflamación en el margen gingival debido al acumulo de placa dentobacteriana.⁴⁰

- **Microfiltración**

La existencia de una interfase entre la restauración y la línea de terminación, nos conlleva a la existencia de micro filtraciones que pueden ser causadas a la vez por la solubilidad del cemento o por un incorrecto ajuste marginal entre la restauración y la preparación protésica.

repercutiendo en una inadecuada adaptación marginal y a la vez causando sensibilidad dental e inflamación gingival por el acumulo de placa dentobacteriana, así como afección en el tejido pulpar.⁹Figura 26.



Figura 26. Se observa coronas metal porcelana desajustadas que repercuten en la presencia de micro filtraciones.⁴¹

- **Contracción térmica de la estructura metálica**

A medida que se eleva la temperatura de un metal este se expande. Lo ideal es que las diferencias en la contracción térmica entre la aleación y la porcelana sean pequeñas; las tensiones comienzan a desarrollarse a causa de la diferencia entre los coeficientes térmicos del metal y porcelana cuando la prótesis se enfría por debajo de la temperatura de transición vítrea de la porcelana, esta temperatura se encuentra comprendida entre los 500 ° C a 650 ° C. Si la porcelana tiene un coeficiente de contracción térmica mucho mayor que el metal, en el intervalo entre esta temperatura y la temperatura ambiente puede que se supere la resistencia a la tensión de la porcelana, porque se generan grandes esfuerzos de tensión que provoca el agrietamiento de la faceta de la porcelana, la cocción excesiva de la cerámica



incrementa su coeficiente de contracción debido a cambios estructurales en la fase de leucita, que es el principal cristal presente en la matriz cristalina lo cual repercute a la estructura metálica confeccionada.²

La Dra. Chowdhary en 2011, llegó a la conclusión que las cofias de aleación de Cromo-Cobalto llegan a tener discrepancias marginales que se atribuyen a su mayor contracción que experimentan durante el proceso de cocción de la porcelana, las cuales se funden a altas temperaturas para adherirse con esta. Las aleaciones Cromo-Cobalto presentan un mayor grado de contracción (2.3%) a diferencia de las aleaciones Níquel-Cromo con una contracción de (2%). También se relaciona con su elevada temperatura de fusión que presentan estas aleaciones a mayor temperatura de fusión mayor contracción, la aleación Cromo-Cobalto presenta una temperatura de fusión de (1325 a 1400°C) mayor a la aleación Níquel-Cromo (1.232°C a 1.343 ° C).^{43,2}

5.4 Fallas en la confección de la porcelana que afectan a la adaptación marginal

Recordemos que la unión química entre la porcelana y óxidos metálicos se da a través de la interfase entre la porcelana y el metal, la oxidación de las aleaciones establece en gran proporción su potencial de unión a la porcelana a través de la producción de la capa de óxido del metal en la superficie de la aleación, es importante recordar el calibre del metal que oscila entre 0.3mm y 0.5mm y el espesor de porcelana mínimo es de 1.5mm para evitar fallas en dicha unión .⁶

Dicha falla es posible cuando la capa de óxido es demasiada gruesa o sea muy insuficiente la cual repercute en la interfase entre la unión de la porcelana al metal, es importante tomar en cuenta el coeficiente de expansión térmica del metal y la porcelana sean compatibles para así evitar la aparición de grietas en la interfase de estos dos materiales y la contracción de dicho material, ya



que al obtener una contracción en el proceso de cocción entre la porcelana y el metal, se puede llegar a contraer el metal y ocurrir resultados desfavorables como un inadecuado ajuste marginal, pérdida de la vía de inserción de la restauración y nula resistencia.²

*Según el Dentista MC Lean se reconocen seis patrones de fallas de dicha unión:

1. No hay formación de óxidos superficiales, se produce una separación limpia del substrato cerámico y metálico.
2. La porcelana dental se desprende limpiamente dejando el substrato metálico con el óxido superficial adherido.
3. La porcelana se desprende junto con el óxido adherido. La superficie metálica aparece sin óxidos superficiales.
4. Un exceso de óxidos puede acarrear la separación de la porcelana junto con una capa de óxidos. La superficie metálica también permanece con una capa de óxidos.
5. Desprendimiento de la porcelana junto con una capa de óxido y una capa de metal.
6. Fractura parcial de la porcelana dejando un remanente de esta sobre el substrato metálico.⁶

La falla más frecuente en la confección de la porcelana se debe a su unión con el metal. Una de ellas es por la contaminación superficial de la estructura metálica que impide la unión de la porcelana fundida al metal y por el exceso de óxidos superficiales que se llegan a desprender fácilmente de la superficie metálica. Estas fallas repercuten en el éxito de la restauración ya que pueden llegar a desprenderse, esto provoca que las uniones de estos materiales no se

adhieran lo cual va a crear una restauración frágil que se va a debilitar ante las fuerzas oclusales y por ende repercutir en el ajuste marginal.¹Figura 27.



Figura 27. Fractura de la porcelana en la región cervical por una incorrecta unión con el metal y por la contaminación superficial de la estructura metálica.⁴⁵

- **Aparición de burbujas superficiales**

Las apariciones de burbujas se deben a la inclusión de aire durante la temperatura de fusión de la porcelana. Si se producen muchas éstas reducen la translucidez y resistencia de la porcelana en parte, el control de la formación de burbujas se logra con la cocción al vacío, buen mezclado y condensación de la porcelana.²Figura 28.



Figura 28. Se observan coronas metal-porcelana opacas debido a la aparición de burbujas en la superficie de la porcelana.⁴⁷

- **Grietas por cargas oclusales**

La mayoría de las fallas de la porcelana se debe a varios factores y repercuten cuando es sometida a cargas por oclusión y se crean pequeñas grietas, están



con el tiempo se expanden hasta que logran una mayor fractura y por ende el desalojo de la restauración por el soporte de cargas.⁴

Las grietas se forman durante el enfriamiento después del retiro de la porcelana del horno durante el período denominado de maduración, llamadas micro grietas de Griffith son de tamaño diminuto de 1 a 2 μm (micras) y tienen la característica de concentrar tensiones. Lo que sucede es que la capa más externa se enfría y se contrae más rápido que la capa interna la primera queda bajo compresión y la parte interna contiene tensiones traccionales.⁴⁵

Existe el riesgo de formación de grietas en aquellas zonas en las que hay diferentes espesores de material cerámico, la zona con más espesor de porcelana experimenta mayor contracción al enfriarse con respecto a la zona de menor espesor y se originan una grieta por el coeficiente de expansión térmica.⁴⁵

El espesor no uniforme del metal influye en la velocidad de enfriamiento y calentamiento de la porcelana, recordemos que la capa de porcelana tiene que tener un espesor de 1.5mm para soportar las fuerzas masticatorias en las áreas funcionales.

Si este espesor es mayor o menor tendrá repercusiones en la restauración protésica, como la aparición de fracturas en la estructura de la porcelana que comprometen la estética del paciente .¹



5.5 Precisión de la adaptación marginal en relación con las aleaciones metal base Ni-Cr y Cr-Co

La adaptación marginal es un elemento importante en relación con aleaciones a utilizar ya que de estas se obtendrá el éxito de la restauración protésica.⁹

Un estudio publicado por los autores Fabio Pulido, Claudia Guerra, en la revista colombiana de investigación en odontología en el año 2014, en el cual se buscó comparar la adaptación marginal de dos aleaciones metal base, siendo estas Níquel-Cromo y Cromo-Cobalto, se compararon 20 copias de cada aleación esto se llevó a cabo en un primer premolar preparado previamente para corona completa metal-cerámica.⁹

En el estudio In vitro se tomaron valores en las caras de la preparación dental (mesial, media mesial, oclusal, media distal y marginal distal) al evaluar los datos de las cinco medidas se tuvo como resultado que la aleación Cromo-Cobalto presenta una adaptación significativamente mayor a la aleación Níquel-Cromo.⁹

Las propiedades físicas, químicas y mecánicas de esta aleación la hacen ser muy factibles a poseer propiedades que propicien una mejor adaptación marginal, dada por el elevado módulo de elasticidad del cobalto, el cual le proporciona a la aleación mayor rigidez y por ende menor contracción en su estructura, proporcionándole clínicamente menores discrepancias marginales en la restauración protésica, además de su resistencia y rigidez, que las diferencia de las aleaciones Níquel-Cromo, como tal el Níquel aumenta la ductilidad y la dureza pero su módulo de elasticidad es menor al de las aleaciones Cromo-Cobalto, por lo cual es más factible a que su estructura metálica sufra contracción durante el proceso de cocción con la porcelana.¹⁰

Un artículo publicado por los autores Yovana Elisa, Flores Valverde, en la Revista Estomatológica Herediana en el año 2017, comparó la discrepancia



marginal interna de cofias unitarias de aleación Cromo-Cobalto sobre una línea de terminación chamfer confeccionadas con dos técnicas: técnica de cera perdida colada por centrifugación (CPC) que consiste en encerar un patrón de cera, fusión selectiva por láser (SLM) es una técnica de impresión 3D en CAD/CAM.⁴⁸

En este estudio se obtuvo una discrepancia marginal de las coronas fabricadas por el SLM de 102,86 μm y de las CPC de 170,19 μm , la técnica que presentó la mejor adaptación marginal fue la técnica SLM (fusión selectiva por láser) en comparación con la técnica de CPC (técnica de cera perdida colada por centrifugación). Las cofias metálicas unitarias de aleación de Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación chamfer con la técnica de SLM (fusión selectiva por láser) presentaron mejor adaptación marginal que las cofias metálicas unitarias de aleación de Co-Cr confeccionadas con la técnica de CPC según tipo de corte y punto marginal. Con respecto a la adaptación interna ambos grupos presentaron resultados similares que no fueron concluyentes para decidir que técnica fue mejor, pero ambas técnicas presentaron valores dentro de los rangos clínicamente aceptables, según tipo de corte, zona y punto interno. La aleación Cr-Co es más aceptable gracias a que posee mayor unión a la cerámica aceptable y duradera, resistencia a la corrosión, baja densidad, bajo precio y una composición que las hacen adecuada para el uso clínico.⁴⁸

Mc Lean y Von Fraunhofer en 1971 coinciden que la discrepancia marginal no debe ser mayor a 120 μm , en la discrepancia interna no hay aún un consenso entre los autores, pero la gran mayoría coincide en que debe ser uniforme, pudiendo oscilar en un rango de 50 a 350 μm .⁴⁸

5.6 Importancia clínica en el ajuste marginal para el éxito de una restauración a largo plazo

Los criterios de selección del tratamiento es el éxito del mismo a largo plazo cuando se realiza un tratamiento rehabilitador existen unas variables sobre las cuales el cirujano dentista tiene cierto control, para obtener resultados favorables como: la preparación dental, toma de la impresión, vaciado de la impresión etc. El ajuste marginal de las restauraciones se rige por estos factores para conseguir el éxito de la restauración, y otras que para el cirujano dentista son incontrolables y no dependen de él. Esto hace que se busquen técnicas de trabajo que garanticen el éxito de los tratamientos como mínimo en aquellas variables que son controlables.¹¹

La obtención del patrón de cera es de suma importancia, se debe tener siempre en cuenta, no solo el cuidado en el modelado de sus formas y espesores, sino también las propiedades físicas y químicas de la cera u otro material que se vaya a utilizar. (Figura 29).⁴⁹

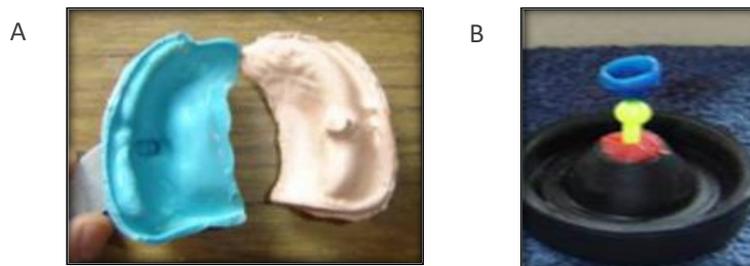


Figura 29.A) Pilar del modelo de trabajo. B) patrón de cera.

El proceso de colado dental es otra de las etapas más importantes, siendo vitales el tipo de revestimiento, sus proporciones y su manipulación, al igual que el proceso de descencerado, la temperatura y los tiempos como también las características físico-químicas de la aleación a colar. Todos y cada uno de estos factores son controlados en la etapa de laboratorio, con el objetivo de lograr ajuste y adaptación de la pieza colada al pilar protético.⁴⁹



El Dr. William T. Buchanan en 1981 llegó a la conclusión de que los procedimientos posteriores a la cocción de la porcelana mostraron una tendencia a aumentar la apertura marginal, los resultados han demostrado que los ciclos de cocción de porcelana han provocado un aumento en la discrepancia marginal que van desde 15 μm a 25 μm (micras). A partir de las observaciones, la discrepancia marginal causada después de la cocción de la porcelana podría atribuirse a las siguientes razones:

- Formación de una capa de óxido en la superficie interna de la aleación metálica durante el calentamiento de la porcelana.
- Tensiones de incompatibilidad térmica entre la aleación metálica y la porcelana.
- Contaminación de las superficies internas de la cofia metálica con porcelana.
- Reducción de la resistencia de la aleación debido a la rigidez de la porcelana.
- Crecimiento de grano de la aleación, estrechando el diámetro de la corona.
- Diseño inadecuado del marco a nivel gingival.⁵⁰

En el ámbito clínico la importancia en el ajuste marginal se va a ver influenciada por criterios que conllevan a un estado de salud de los tejidos periodontales, cuando se planifica un tratamiento integral que involucre periodoncia y prótesis, se deben manejar criterios sobre las condiciones clínicas de la restauración protésica tales como: preservación de contactos proximales, sellado la restauración protésica, resistencia a la corrosión, márgenes pulidos etc., al conservar estos criterios la restauración se mantendrá en mayor tiempo en la cavidad bucal y en óptimas condiciones.²¹



5.7 Resistencia a la corrosión

La cavidad bucal puede presentar un medio biológico desfavorable para ciertas aleaciones metálicas utilizadas en tratamientos protésicos originando procesos de corrosión, ya que en la saliva existen aniones agresivos como el cloruro que alteran las propiedades del material .⁹

Es importante tomar en cuenta la resistencia a la corrosión que poseen las diferentes aleaciones a utilizar en los tratamientos protésicos ya que de esto se deriva su éxito a largo plazo y su durabilidad. La corrosión se define como el deterioro de un material a consecuencia de un ataque electroquímico por su entorno. Como se ha mencionado el Cromo en las aleaciones Níquel-Cromo y Cromo-Cobalto, les proporciona una alta resistencia a la corrosión y dureza lo que les otorga menos probabilidad de sufrir corrosión .¹⁰

La oxidación en las aleaciones metálicas nos produce efectos como la corrosión, la dispersión coloidal de los átomos de plata que entran en la porcelana del cuerpo incisal o en la superficie glaseada a través del vapor o por difusión superficial puede causar cambios de color a matices verde, amarillo-verdoso, amarillo-anaranjado, naranja y marrón a este fenómeno se le conoce como enverdecimiento, también en este fenómeno se le contribuye a las porcelanas con mayor contenido de sodio, presentan una decoloración más intensa debido a la rápida difusión de plata en el vidrio que contiene sodio, normalmente la intensidad de decoloración es mayor en la región cervical porque la difusión superficial de plata desde el margen del metal hace que aumente la concentración en esa zona, la cual puede afectar a nuestra restauración protésica y por ende a la estética del paciente.^{51,2}Figura 30.



Figura 30. Alteración de color en la región cervical de una corona metal porcelana causada por el desprendimiento de óxidos de la estructura metálica.⁵²

El Doctor Jin Qiu y colaboradores en 2011, evaluaron el comportamiento a la corrosión y las propiedades de la superficie de una aleación de Cobalto-Cromo y dos de Níquel-Cromo, libres de berilio antes y después del proceso simulado de cocción de la porcelana, los comportamientos después de la cocción de la porcelana fueron evaluados utilizando espectroscopia fotoelectrónica de rayos X y metalúrgica. La espectroscopia foto electrónica de rayos X es una técnica de análisis elemental cualitativa que permite estudiar la superficie de los materiales, el análisis se hace sobre las capas más cercanas a la superficie alrededor de 5 nm(nanómetros) de profundidad permite determinar el estado químico de los átomos que se encuentran en la muestra, la metalurgia es la técnica de la obtención y tratamiento de los metales a partir de minerales metálicos. La evaluación de la aleación de Cromo-Cobalto mostró más resistencia a la corrosión que las dos aleaciones de Níquel-Cromo donde después de la cocción de la porcelana la corrosión de Níquel-Cromo aumentó, por lo tanto, la selección de una aleación debe hacerse sobre la base de la resistencia a la corrosión y los datos biológicos.^{9,53}

5.8 Sellado de la restauración protésica

La adaptación marginal de una prótesis fija es considerada cuando realizamos la prueba del sellado marginal en la prueba de metales, se debe tomar en cuenta que cuanto menor sea la distancia entre la corona metal-porcelana, menor será el espesor del cemento utilizado para la fijación y consecuentemente serán minimizadas las posibilidades de la solubilización del cemento, retención de placa bacteriana, desarrollo de enfermedad periodontal y recidiva de caries en los márgenes gingivales.¹⁴

Varios autores han descrito que el agente cementante debe ser menor a 25 μm (micras) para poseer estabilidad dimensional y evitar la solubilidad del cemento como tal la misión del agente cementante es rellenar esta interfase para aumentar la retención entre la preparación dental y la restauración protésica.²

En este procedimiento clínico consiste en colocar en el diente preparado la prueba de la estructura metálica de la prótesis, para asegurarse que exista un buen sellado marginal y ajuste perfectamente a las preparaciones protésicas, si la prueba de metales es correcta se procederá a colocar la porcelana esta se realiza después de obtener la prueba fundida en metal.

Los investigadores han correlacionado sobre este aspecto que el espesor de la película de cemento a lo largo de la pared axial de la preparación influye en el asentamiento final de la restauración.¹⁴ Figura 31.



Figura 31. Prueba de metal en una prótesis fija de tres unidades para evaluar el correcto ajuste marginal.⁵⁴

5.9 Márgenes pulidos en la restauración

Es importante que al término del tratamiento protésico se realice un pulido de las superficies de la restauración, para evitar superficies rugosas que faciliten la acumulación de placa dentobacteriana y para concebir una buena salud periodontal, es fundamental que la restauración protésica cumpla con un buen ajuste marginal y superficies lisas en caso de que no se cumplan la restauración se llegara a ver afectada por la acumulación de alimentos, que ocasionaría problemas periodontales y que a largo plazo existirán inflamaciones localizadas pudiendo llegar a necrosar los tejidos y repercutir en una adaptación marginal.⁵⁵Figura 32.



Figura 32. Pulido de márgenes en la restauración protésica.⁵⁶

5.9.1. Influencia de los biotipos periodontales con el tratamiento protésico

La influencia que guardan los biotipos periodontales es de suma importancia para el éxito del tratamiento protésico, ya que de estos vamos a valor la influencia con el margen gingival y la restauración protésica. Un biotipo periodontal delgado presenta mayor tendencia a presentar recesiones gingivales, dehiscencias y fenestraciones, su tejido gingival es frágil y más susceptible a sufrir trauma o inflamación, a diferencia de un biotipo periodontal grueso el cual presentan mayor encía fibrótica y densa, son menos aptos a presentar recesiones gingivales y son más resistentes al trauma.³⁰Figura 33.

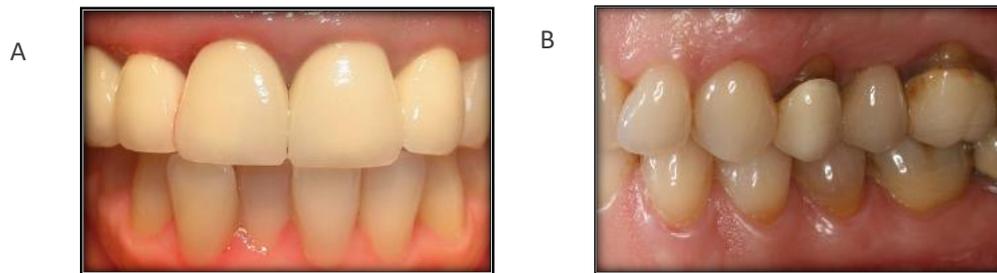


Figura 33.A) Influencia protésica de un biotipo periodontal grueso B) biotipo periodontal delgado o fino.⁵⁷

Los biotipos periodontales también se van a ver influenciados por la línea de terminación cervical, un biotipo periodontal fino posee un surco gingival poco profundo menor a 1.5mm, en comparación con el biotipo periodontal grueso que presenta un surco gingival profundo mayor a 2 mm por lo cual una línea de terminación subgingival va a repercutir menormente en la salud de los tejidos periodontales a comparación de un biotipo periodontal fino donde ^{19,29} el empleo de la línea de terminación subgingival representa mayor riesgo biológico para la salud en los tejidos periodontales por las características que posee.⁵⁸

La línea de terminación subgingival confiere mayor estética a la restauración lo que proporciona un apropiado contorno o festoneado gingival, ya que al situarse por debajo del surco gingival, evita la aparición de la línea terminación cervical y por ende mayor estética sobre todo en la zona anterosuperior, esta debe localizarse respetando el epitelio de unión, situándolo de 0.5 mm a 0.7 mm dentro del surco gingival, las restauraciones con márgenes subgingivales en un biotipo fino no llegan a soportar a las restauraciones ya que estas son más sensibles al trauma y a la inflamación presentando mayor prevalencia a la recesión gingival. Un biotipo grueso llega a soportar mejor las restauraciones subgingivales ya que tienden a ser más resistentes al trauma teniendo mayor irrigación y por ende mayor curación y pueden alcanzar un cierre primario en los tejidos periodontales.



La línea de terminación supragingival es menos estética porque se observa la línea de terminación cervical, no obstante, esta línea de terminación repercute en menor daño a los tejidos periodontales, el empleo de esta en un biotipo fino y grueso va proporcionar mayor grado de salud a los tejidos periodontales evitando la migración de la encía.⁵⁹

Los biotipos periodontales se van a ver influenciados por el tipo de aleación utilizada, las aleaciones Níquel-Cromo presentan un mayor grado de corrosión en comparación con las aleaciones Cromo-Cobalto, repercutiendo en la restauración protésica y por ende en el grado de grosor gingival, en un biotipo fino presenta un grosor menor (2.67mm) en comparación con uno grueso (2.94mm), la estructura de metal en el biotipo fino será más visible, pues este llega a presentar mayor grado de recesión gingival, por lo tanto mayor exposición de la estructura metálica, recordando que una aleación Níquel-Cromo en el biotipo fino proporcionara mayor corrosión lo que repercute en la oxidación de la misma, comprometiendo la estética en la zona cervical de la restauración por el desprendimiento de óxidos provenientes de estas aleaciones que se liberan con mayor facilidad en la región cervical de la restauración.

Las preparaciones subgingivales tienen mayor riesgo de distorsión en la calidad del ajuste de la restauración, por la falta de exactitud que aumenta la medida de la extensión subgingival, la dificultad de obtener una línea de terminación definida y pulida de la preparación protésica.

Las impresiones subgingivales necesitan maniobras específicas de retracción gingival independientemente de la técnica empleada, donde se intenta dislocar los tejidos gingivales lateral y apicalmente a la línea de terminación provocando profundización del surco.^{60,61} Figura 34.



figura 34.A) Se observa la estética de una restauración metal-porcelana con línea de terminación supragingival. B) estética de una restauración metal-porcelana con una línea de terminación subgingival.^{62,46}

5.9.2 Preservación de los contactos proximales

El punto de contacto es uno de los factores importantes para preservar la cresta ósea y los tejidos blandos que rodean al diente y evitar daños de dichos tejidos. La función de los puntos de contacto son conservar la integridad de los tejidos periodontales e imposibilitar el empacamiento de alimentos del mismo modo ayuda a distribuir las fuerzas masticatorias protegiendo y evitando la pérdida de papilas interdientales.⁵⁵

Los contactos proximales de una restauración no deben estar ni demasiado comprimidos ni demasiado amplios, si están demasiados comprimidos interfieren en el correcto asentamiento de la restauración, lo cual provocará molestias y la dificultad de un correcto uso del hilo dental, así como dificultad la higiene dental, un contacto proximal demasiado amplio permitirá la impactación de alimentos, provocando el acumulo de placa dentobacteriana así como la instalación de caries dental y enfermedad periodontal, lo cual resulta nocivo para la encía y esto repercute en una correcta adaptación de la restauración protésica.¹⁴Figura 35.

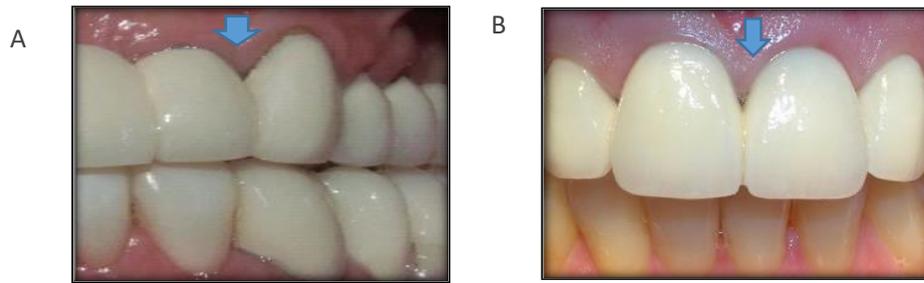


Figura 35. A) Se observan puntos de contacto comprimidos, interfieren con la restauración protésica. B) se observan puntos de contacto óptimos en la restauración protésica. ^{27,61}



CONCLUSIONES

La adaptación marginal es un elemento fundamental a considerar en las restauraciones de prótesis fija ya que de esta depende el éxito a largo plazo de la restauración, la obtención de una correcta adaptación marginal nos va a brindar un óptimo estado de salud a los tejidos periodontales.

El uso de las aleaciones Níquel-Cromo y Cromo- Cobalto han sido de uso en las restauraciones metal-porcelana gracias a las propiedades físicas, químicas y mecánicas que éstas poseen. Sin embargo es importante conocer cada una de sus propiedades ya que de estas va a depender el grado de adaptación marginal que queremos obtener, en el caso de las aleaciones Cromo- Cobalto en el presente estudio ésta aleación presentó mayor grado de adaptación marginal en comparación a la aleación Níquel-Cromo, esto debido a que una de las propiedades que nos aporta el metal cobalto en estas aleaciones es su elevado módulo de elasticidad, lo cual permite que sea más rígida y que sufra menos deformación en su estructura, a diferencia de las aleaciones Níquel-Cromo, la cual presentar un menor módulo de elasticidad, teniendo mayor posibilidad a sufrir deformación.

El surgimiento de nuevas técnicas para mediar la adaptación marginal en restauraciones metal porcelana, ha proporcionado que las restauraciones protésicas tengan una precisión marginal más apta en comparación de la técnica de cera perdida colada por centrifuga convencional, una de sus desventajas de esta técnica es que llegan a presentar distorsión de las aleaciones metálicas por procesos de calentamiento y enfriamiento y que repercuten en las restauraciones finales.

Las nuevas técnicas para medir la adaptación marginal de las restauraciones, nos otorgan más opciones en su diseño y fabricación, tiempos de trabajo clínico y de laboratorio evitando las porosidades y burbujas dentro de las



RELACIÓN ENTRE LAS ALEACIONES NI-CR Y CR-CO EN CORONAS METAL PORCELANA Y SU INFLUENCIA CLÍNICA EN LA ADAPTACIÓN MARGINAL.



cofias. Dentro de estas técnicas están los sistemas de diseño asistido por computadora (CAD-CAM), sinterización por láser, fresado de metal blando y duro, una de sus desventajas de estas técnicas es que son muy caras y muchos laboratorios dentales no las poseen, para lograr una correcta adaptación marginal, es importante la conservación de los tejidos periodontales esto para evitar efectos secundarios que repercutan en el mantenimiento de la prótesis dental, el tipo de preparación dental, el conocimiento de las propiedades de la porcelana dental y de las aleaciones metálicas, ya que estas proporcionarían el éxito y la integridad marginal de la restauración.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cova Natera JL. Biomateriales dentales. 2 nd ed. Caracas: Editorial Amolca; 2010.
2. Anusavice KJ, Phillip RW. Phillips ciencia de los materiales dentales. 11 a. ed. Madrid: Editorial Elsevier; 2004.
3. Gomez N. Ceramica [Online].;2018 [cited 2018 septiembre 29. Disponible: <http://ceramico2015.blogspot.com/>].
4. Dixon C, Eakle W. Materiales dentales aplicaciones clínicas.1 st ed. Cd. México: Editorial El Manual Moderno;2012.
5. Bertoldi A. Porcelanas dentales. Revista Ateneo Argentino de Odontología. 2012;1(2).
6. Guzmán B, Humberto J, Arana G, Blanco R. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 5th ed. Bogotá: Editorial Ecoe; 2013.
7. Li KC, Tran L, Prior DJ, Waddell JN, Swain MV. Porcelain bonding to novel Co–Cr alloys: Influence of interfacial reactions on phase stability, plasticity and adhesion. Dental Materials.Elsevier health Journals. 2016;32(12).
8. Irene J, Peraza U. Aleaciones de Níquel-Cromo utilizadas en Restauraciones Ceramometálicas. [Master Tesis] Caracas:2006.
9. Pulido F, Guerra C, Sánchez J. Comparación de la Adaptación Marginal e Interna de Cofias Coladas en dos sistemas de Aleaciones. Revista Colombiana de Investigación en Odontología.2014;5(15).
10. Giraldo R. Olga L. Metales y aleaciones en odontología. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia.2004;15(2).
11. Real F. Estudio in vitro del ajuste marginal y la resistencia a fuerzas compresivas de coronas metal-cerámica de cromo-cobalto colado, sinterizado, mecanizado y presinterizado[Tesis Doctoral]Barcelona:2015.
12. O'Brien WJ, Porter RJ, Ryge G. Materiales dentales y su selección. 1st ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 1980.



13. Jei, J. B., & Mohan, J. Comparative Evaluation of Marginal Accuracy of a Cast Fixed Partial Denture Compared to Soldered Fixed Partial Denture Made of Two Different Base Metal Alloys and Casting Techniques: An In vitro Study. Revista. Journal of Indian Prosthodontic Society,2013;14(1).
14. Shillingburg HT. Fundamentos esenciales en prótesis fija. 3a ed. Barcelona: Editorial Quintessence; 2006.
15. Cadena A. Biomecánica de las preparaciones para prótesis fija. [Online].; [cited 2018 septiembre 29]. Disponible:<https://es.slideshare.net/candelagonzalez/biomecanica-de-las-preparaciones-para-prtesis-fija>.
16. Pegoraro LF, Afanador M, Elaine C. Prótesis fija. 1 st ed. São Paulo, Bras.: Editorial Artes Medicas Latinoamérica; 2001.
17. Becerra G. Fundamentos Biomecánicos en Rehabilitación oral. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia.2005;17(1).
18. Mendoza C. Principios de preparación fija para coronas dentarias de metal porcelana en el sector anterior.[Tesis] Guayaquil: 2012.
19. Vargas A, Yañez R, Monteagudo C. Periodontología e Implología .1 st ed. Cd. México: Editorial Medica panamericana:2016.
20. Juvenal J. [Online].; [Cited 2018 septiembre 29. Available from: <https://es.slideshare.net/JorgeJuvenalChipana/principios-de-tallado-dental-3>.
21. Fonseca A, Issa A, Sirica J. Respuesta de los tejidos periodontales al tratamiento protésico. Revista Odous Científica.2016;17(2).
22. Agustín-Panadero, R., Solá-Ruíz, M. F., Chust, C., & Ferreira, A. Fixed dental prostheses with vertical tooth preparations without finish lines: A report of two patients. Revista The Journal of Prosthetic Dentistry.2016; 115(5).
23. Flores Y. Evaluación In Vitro de las Adaptaciones Marginal e Interna de Cofias Metálicas de Aleación Cobalto Cromo (Co-Cr) Sobre una Línea de Terminación tipo Chamfer, Confeccionadas con dos técnicas: Cera pérdida colada por centrifugación convencional y el Sistema fusión selectiva por láser asistido por computador (CAD/CAM). [Tesis]Lima Peru:2017.



24. Varani A. Atlas de Preparaciones en prótesis dental fija. 1 st ed. San José, Costa Rica: Editorial de la Universidad de Costa Rica: 2003.
25. Massironi D. Preparación protésica con la técnica del chamfer modificado y la utilización de instrumental no rotatorio sónico [Online]. ;2018 [Cited 2018 septiembre 29. Disponible: <https://www.gacetadental.com/2009/03/preparacin-protsica-con-la-tnica-del-chamfer-modificado-y-la-utilizacin-de-instrumental-no-rotatorio-snico-31660/>
26. Macarena F. Prótesis fija: Tipos de Límites Cervicales y Situación Topográfica de los mismos. [Master Tesis]Madrid:2015.
27. Ardila Medina CM. Influencia de los márgenes de las restauraciones sobre la salud gingival. Revista Avances en Odontoestomatología:2010; 26(2).
28. Matta Valdivieso E, Alarcon Palacios M, Matta Morales C. Espacio biológico y prótesis fija: Del concepto clásico a la aplicación tecnológica. Revista Estomatológica Herediana:2014;22(2).
29. Klein R. Biotipo Periodontal y Recesiones Gingivales: prevalencia e indicadores de riesgo en adolescentes entre 15 y 19 años de la ciudad de Santiago. [Tesis]Santiago Chile: 2014.
30. Zerón A. Biotipos, fenotipos y genotipos. ¿Qué biotipo tenemos? (Segunda parte). Revista Mexicana de Periodontología:2011; 2(1).
31. Delgado Pichel A, Inarejos Montesinos P, Herrero Climent M. Espacio biológico: Parte I: La inserción diente-encía. Revista Avances en Periodoncia e Implantología Oral:2001;13(2).
32. Rodríguez a. Biotipos Periodontales a través de la Transparencia de la Sonda vs Medición directa. [Tesis]Ciudad de Quito:2017.
33. Robayo F, Byron F. Comparación de la adaptación marginal de la estructura metálica en aleación de cromo níquel y cromo cobalto de coronas elaboradas con encerado manual y encerado en cad-cam: estudio in vitro. [Tesis] Universidad de las Américas:2018.
34. Hereida C. Coronas dentales [Online].;2018 [cited 2018 Octubre 14. Disponible: <http://www.dcdentalcr.com/servicios/coronas-dentales/>



35. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9).
36. Pascual V. Tecnología CAD-CAM [Online].; 2018 [cited 2018 octubre 18]. Disponible: <http://www.redencol.com.co/sistema-tecnologico-cad-cam/>
37. Kocağaoğlu, H., Kılınç, H. İ., Albayrak, H., & Kara, M. (2016). In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *Revista The Journal of Prosthetic Dentistry*: 2016;116(3).
38. Herrero B. Evaluación in Vitro del sellado marginal de Coronas de Óxido de Circonio sobre pilares de Óxido de Circonio. [Tesis] Madrid: 2013.
39. Kalyani P, Dhanraj M, Ashish R. Marginal discrepancy in base metal alloys: A systematic review and meta analysis. *Revista Journal of Advanced Pharmacy Education & Research*: 2017;7(1).
40. Escudero N, García V, Bascones J. Alargamiento coronario, una necesidad de retención protésica, estética y anchura biológica Revisión bibliográfica. *Avances en Odontoestomatología*: 2007; 23 (4).
41. Mendez R. Salud bucal [Online].; 2018 [Cited 2018 octubre 14]. Disponible: <https://www.ensaludbucal.com/wwwensaludbucalcomc224u?lightbox=imagewma>
42. Amarnath GS, Jakhanwal I, Prasad HA, Hilal M, Anupama T, Ayush M. In Vitro Comparison of Marginal Fit of “ All Metal ”, “ Porcelain Fused to Metal ” and “ All Ceramic ” Crowns. *Revista International Journal of Biomedical Science*: 2017;13(3).
43. Vela R. coronas libres de metal [Online].; 2018 [Cited 2018 Octubre 14]. Disponible: <http://repositorio.uigv.edu.pe/bitstream/handle/20.500.11818/1363/TRAB.SUFic.prof.%20vela%20perea%2c%20rosa%20lloyci.pdf?sequence=2&isallowed=y>.



44. Hernandez G. Carillas y coronas. [Online].;2018 [Cited 2018 Octubre 14 Disponible:http://renuevadental.com/Renueva_dental/Estetica_Dental_Leon_I_Carillas_y_Coronas_de_Porcelana.html
45. Méndez M. Cerámica dental. Revisión Bibliográfica. disponible en: <https://unavdocs.files.wordpress.com/2011/07/pordef.pdf>
46. Grietas y fracturas en coronas. [Online]. ;2018 [Cited 2018 octubre 14. Disponible : <http://studylib.es/doc/85814/cer%C3%A1micas-dentales--grietas-y-fracturas>
47. Hernandez G. Cambio de coronas antiguas de metal porcelana en incisivos superiores. [Online]. ;2018 [Cited 2018 octubre 14. Disponible : http://renuevadental.com/Renueva_dental/Estetica_Dental_Leon_I._Carillas_y_Coronas_de_Porcelana.html
48. Flores Valverde YE, Loarte Campos MY, Zelada Ladrón de Guevara CC, Requena Cisneros SO, Castillo Andamayo DE, Quintana del Solar MG. Adaptación de cofias metálicas confeccionadas con dos técnicas: cera perdida colada por centrifugación convencional y fusión selectiva por láser. Revista Estomatológica Herediana. 2017;27(2).
49. Sorbera JA. “estudio Comparativo Sobre La Adaptación De Cofias Metálicas Para Porcelana Dental, Realizadas Sobre Modelos Refractarios Y No Refractarios”. Revista Científica Odontológica: 2013;9(1).
50. Handal GP, Pathare P, Sonawane Y, Marathe A, Shinde G. Evaluation of effects of porcelain firing on the marginal fit changes of porcelain–fused-to -metal crown fabricated utilizing two different margin designs and two commercially available base metal alloys. Revista Journal of Research in Dentistry. 2017;4(3).
51. Schiantarelli L. Sistemas cerámicos, Cerámicas dentales: Clasificación y Criterios de Selección, Indicaciones. [Tesis] Lima:2017.
52. Cierva J. Fundas sin metal. [Online]. ;2018 [Cited 2018 Octubre 14. Disponible: <http://www.9dental.es/9dentalestetica.html>



53. Qiu, J., Tang, C., Zhu, Z., Zhou, G., Wang, J., Yang, Y., & Wang, G. (2013). XPS and electrochemical impedance spectroscopy studies on effects of the porcelain firing process on surface and corrosion properties of two nickel–chromium dental alloys. *Revista Journal of Materials Science: Materials in Medicine*:2013;24(11).
54. Suarez G. “Ayudas” de laboratorio en la práctica general de la prótesis dental [Online].;2018 [Cited 2018 OCTUBRE 14. Disponible: <https://www.gacetadental.com/2009/03/ayudas-de-laboratorio-en-la-prctica-general-de-la-prtesis-dental-31340/#>
55. Villavicencio V. Identificación de la altura de la cresta ósea después de la restauración de la superficie de contacto interproximal con la técnica directa en pacientes que acuden al centro de atención odontológica de la Universidad de las Américas. [tesis]Ciudad de Quito:2016.
56. Lamas C. Carillas: Acabado y pulido [Online]. [Cited 2018 10 14. Available from: <https://es.aliexpress.com/item/Dental-Lab-Rubber-Diamond-Grinding-Tips-For-Polishing-Porcelain-Crowns-No-Need-To-Reglaze-or-Resintering/32809088178.html>
57. Cazares J. Coronas dentales de porcelana ¿ Qué son? ¿de qué se trata? [Online].;2018 [Cited 2018 Octubre 14. Disponible: <https://www.taringa.net/posts/salud-bienestar/12084519/Coronas-dentales-de-porcelana-Que-son-de-que-se-trata.html>
58. Mallat Callis E, Mallat Desplats E, Santos A. Prótesis fija estética. Un enfoque Clínico en interdisciplinario. Primera ed. España: Elsevier;2007.
59. Paniz G, Kostas M, Nart J. Implicaciones clínicas de la preparación vertical subgingival en la zona estética a propósito de un caso clínico. Disponible en: <https://www.antonianuminstitute.org/wpcontent/uploads/2017/12/Implicaciones-clinicas-de-la-preparacion-vertical-subgingival-en-la-zona-estetica..pdf>
60. Mezzomo E. Rehabilitación oral para el clínico. 3 ed. Sao paulo Brazil: Editorial Amolca;1997.



61. Navarrete M, Godoy I, Melo P, Nally J. Correlación entre biotipo gingival, ancho y grosor de encía adherida en zona estética del maxilar superior. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*. diciembre de 2015;8(3):192-7.
62. Bodereau E. Restauraciones cerámicas anteriores y posteriores [Online].;2018 [Cited 2018 Octubre 23. Disponible: <http://www.laurabessone.com.ar/images/publicaciones/restauracionesCeramicas.pdf>
63. Romeral D. Puentes de Y-TZP zirconio en el sector anterior: A propósito de un caso clínico. [Online].;2018 [Cited 2018 Octubre 23. Disponible: http://coem.org.es/sites/default/files/publicaciones/CIENTIFICA_DENTAL/vol2_num3/puentes.pdf
64. Méndez R. Shofu Vintage LD – Disilicato de Litio. [Online].;2018 [Cited 2018 Octubre 24. Disponible: <http://olympicdental.com/productos/shofu-vintage-ld-disilicato-de-litio-lingotes-lo-x-1/>
65. Rodríguez P. E-Max – Cerámica Prensada. [Online].;2018 [Cited 2018 Octubre 24. Disponible: <https://www.eps.com.mx/especialidades-dentales/e-max-ceramica-prensada/>