

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

**ALEACIONES DE NÍQUEL-CROMO UTILIZADAS EN  
RESTAURACIONES CERAMOMETÁLICAS**

Trabajo especial presentado ante la  
ilustre Universidad Central de  
Venezuela por la Odontólogo Irene  
Josefina Peraza Urrutia para optar al  
título de especialista en  
Prostodoncia.

Caracas, mayo de 2006

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

**ALEACIONES DE NÍQUEL-CROMO UTILIZADAS EN  
RESTAURACIONES CERAMOMETÁLICAS**

Autor: Od. Irene J. Peraza Urrutia  
Tutor: Prof. José Manuel Dos Santos

Caracas, mayo de 2006

Aprobado en nombre de la  
Universidad Central de  
Venezuela por el siguiente  
jurado examinador:

_____	_____
(Coordinador) Nombre y Apellido	FIRMA
C.I.	

_____	_____
Nombre y Apellido	FIRMA
C.I.	

_____	_____
Nombre y Apellido	FIRMA
C.I.	

Observación: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Caracas, mayo de 2006

## DEDICATORIA

A mis padres Celestino y Alicia; y a mis hermanos Anahí, Carlos Alberto, Arianna, Luis Alberto, Ricardo José y Andreína; por su paciencia, su comprensión, su amor y por el apoyo brindado durante mi postgrado y durante la realización de este trabajo.

A mi sobrino Alberto Ignacio, por ser mi mejor incentivo.

## **AGRADECIMIENTOS**

Al Prof. José Manuel Dos Santos, Odontólogo Especialista en Prostodoncia, por su excelente tutoría, su invaluable ayuda, su orientación, su amistad y su cariño en todo momento durante el curso de mi postgrado y durante la elaboración de este trabajo especial de grado.

A la Prof. Olga González Blanco, Odontólogo MSc en Odontología Restauradora y Oclusión, por su asesoramiento, esfuerzo, colaboración y enseñanza en la realización de este trabajo especial de grado.

Al Dr. Castor N. Velásquez F., Doctor en Odontología y Especialista en Prótesis Fija y Prótesis Parcial Removible y al Prof. Alfonso Maldonado D., Odontólogo MDS, por facilitarme gran parte de la literatura consultada en este trabajo.

A mi mamá Alicia Urrutia, a mi hermana Anahí Peraza Urrutia, y a Morella Malavé por conseguir y facilitarme parte de la literatura consultada en este trabajo especial de grado.

A Verónica Rodríguez, y a Giulio Carrillo Tacconi, por acompañarme, ayudarme y apoyarme todos los días, incondicionalmente, durante mi postgrado y durante la realización de este trabajo.

A Mariana Rodríguez, por su disposición y ayuda en el soporte audiovisual de este trabajo especial de grado.

# LISTA DE CONTENIDO

	Página
Dedicatoria.....	iv
Agradecimientos.....	v
Lista de Gráficos.....	ix
Lista de Tablas.....	xi
Resumen.....	xii
I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	4
1. Definición de aleación.....	4
2. Clasificación de las aleaciones utilizadas en restauraciones ceramometálicas.....	5
3. Aleaciones no nobles utilizadas en restauraciones ceramometálicas.....	8
3.1. Clasificación de los sistemas de aleaciones no nobles utilizadas en restauraciones ceramometálicas.....	8
3.2. Propiedades de las aleaciones de níquel-cromo.....	10
3.2.1. Propiedades físicas.....	10
3.2.2. Propiedades químicas.....	20
3.2.3. Propiedades biológicas.....	27

4. Consideraciones en la utilización de aleaciones de níquel-cromo para la confección de restauraciones ceramometálicas.....	29
4.1. Consideraciones biológicas.....	29
4.2. Consideraciones técnicas.....	38
4.3. Consideraciones de diseño y biomecánica.....	66
5. Longevidad de las restauraciones ceramometálicas confeccionadas con aleaciones de níquel-cromo.....	68
III. DISCUSIÓN.....	77
IV. CONCLUSIONES.....	81
V. REFERENCIAS.....	85

## LISTA DE GRÁFICOS

	Página
Gráfico 1. Momento en el que se funde la aleación de níquel-cromo para ingresar a la cámara de colado por medio de una fuerza centrífuga.	39
Gráfico 2. Vista inferior del anillo de colado donde se aprecia la aleación de níquel-cromo ya solidificada.	40
Gráfico 3. Colocación de las distintas capas de espaciador para troqueles.	43
Gráfico 4. Vista vestibular de cuatro estructuras metálicas para restauraciones individuales ceramometálicas con hombro cerámico.	44
Gráfico 5. La estructura metálica confeccionada con aleación de níquel cromo es asentada sobre los dientes pilares para chequear el ajuste y exactitud marginal.	46
Gráfico 6. (Izquierda) estructura de níquel cromo seccionada para realizar el procedimiento de soldadura. (Derecha) confección de llave en acrílico autopolimerizable para asegurar la relación estable entre las dos superficie a ser soldadas.	48
Gráfico 7. (Arriba) bloque de revestimiento que asegura la relación estable entre las dos superficies a ser soldadas luego de la eliminación de la llave acrílica. (Abajo) el procedimiento de soldadura a sido efectuado, nótese la unión entre ambas unidades de níquel-cromo.	49

Gráfico 8. Vista vestibular y palatina de cuatro estructuras metálicas luego del procedimiento de degasificado.	50
Gráfico 9. Aplicación del opacador sobre una estructura metálica.	53
Gráfico 10. Vista vestibular de cuatro estructuras metálicas una vez que se ha culminado la aplicación y cocción de las diferentes capas de opacador.	61

## LISTA DE TABLAS

	Página
Tabla I. Tabla periódica de los elementos. <i>Tomado de Craig, 1998.</i>	6
Tabla II. Clasificación de los sistemas de aleaciones para colados. <i>Tomado de Fan P., 1984.</i>	7
Tabla III. Sistemas de clasificación de las aleaciones para restauraciones ceramometálicas. <i>Tomado de Phillips, 1993.</i>	7

## RESUMEN

Entre las alternativas protésicas para el reemplazo de uno o más dientes perdidos, se encuentran las prótesis ceramometálicas, constituidas por una estructura metálica cubierta por varias capas de porcelana. Debido a la diversidad de materiales con los cuales se pueden confeccionar este tipo de restauración, es de vital importancia que el prostodoncista conozca las ventajas y desventajas que puede tener el empleo de algún sistema u otro. Con respecto a la estructura metálica que brindará soporte a la porcelana, la misma puede ser confeccionada a partir de varios sistemas de aleación, los cuales difieren entre sí en cuanto a su composición y por lo tanto en cuanto a sus propiedades. Las aleaciones de níquel-cromo poseen adecuadas propiedades físicas, químicas y biológicas para ser empleadas en este tipo de restauraciones, de hecho, en varias de sus propiedades este tipo de aleación no noble es superior a las aleaciones nobles empleadas en este tipo de prótesis fija. Existen consideraciones biológicas, técnicas, biomecánicas y de diseño que se deben tener en cuenta a la hora de utilizar este sistema de aleación, por lo que es relevante que tanto el prostodoncista como el técnico protésico indiquen y confeccionen, respectivamente, de manera adecuada restauraciones ceramometálicas a partir de este sistema de aleación. Las aleaciones de níquel-cromo constituyen por tanto no sólo una alternativa en la confección de prótesis ceramometálicas, sino más bien, uno de los sistemas de aleación de elección en ese tipo de restauraciones protésicas.

## **I. INTRODUCCIÓN**

Los metales se han utilizado ampliamente en odontología restauradora desde hace siglos. El oro se ha empleado como material restaurador, al principio en forma de metal relativamente puro dispuesto en alambres o láminas y posteriormente como aleaciones de oro con otros metales.

Desde 1969 cuando el gobierno de los Estados Unidos abandonó su política de sostenimiento del precio del oro permitiendo que la oferta y la demanda determinaran su valor, el precio de dicho metal aumentó en repetidas oportunidades. Ello produjo un aumento sustancial en el precio de las aleaciones de oro de uso odontológico. Antes de dicha fecha, más de un 95% de las prótesis fijas realizadas en ese país eran confeccionadas con aleaciones que contenían al menos un 75% de oro y metales del grupo platino y, aunque actualmente se emplean aleaciones con elevado contenido de metales nobles, también se utilizan aleaciones no nobles que resultaron una alternativa en restauraciones ceramometálicas.

Debido al elevado costo de las aleaciones nobles surge la alternativa de emplear otros sistemas de aleaciones en la confección de restauraciones ceramometálicas. Existen numerosos sistemas de aleaciones, por lo tanto, es necesario conocer las diferencias en su composición, lo cual determinará las propiedades físicas, químicas y biológicas que tendrá cada sistema de aleación.

Al comparar aleaciones nobles y no nobles para la obtención de restauraciones ceramometálicas se observan diferencias en cuanto a su confección, por tanto, deben emplearse procedimientos particulares dependiendo del sistema con el cual estemos trabajando.

Las aleaciones de níquel-cromo poseen propiedades físicas, químicas y biológicas adecuadas para su uso en la cavidad bucal, específicamente, como parte integral de las restauraciones ceramometálicas.

Es vital que tanto el odontólogo como el técnico protésico conozcan las propiedades de las aleaciones no nobles y las consideraciones que deben tenerse en cuanto a

la utilización de las mismas para poder obtener a partir de ellas restauraciones ceramometálicas longevas.

Es por esto, que el objetivo de este trabajo especial de grado es describir las propiedades de las aleaciones de níquel-cromo y las consideraciones biológicas, técnicas, de diseño y biomecánicas que se deben tener al emplearse en la confección de restauraciones ceramometálicas, y poder obtener a partir de estas aleaciones prótesis fijas longevas.

## II. REVISIÓN DE LA LITERATURA

### 1. DEFINICIÓN DE ALEACIÓN

Una aleación se define como un metal que contiene dos o más elementos mutuamente solubles en el estado fundido<sup>(1)</sup>.

Una aleación es un material sólido formado a partir de la combinación de un metal con uno o más elementos metálicos o no metálicos<sup>(2)</sup>.

Una aleación es una combinación de dos o más metales; si uno de esos dos metales es mercurio, la aleación se denomina amalgama<sup>(3)</sup>.

Dos o más elementos pueden combinarse de distintas maneras, si esa combinación posee propiedades y características metálicas, se denomina aleación<sup>(4)</sup>.

Un sistema de aleaciones es la mezcla de dos o más metales en todas sus combinaciones posibles consideradas en conjunto. Por ejemplo, el sistema oro-cobre significa que todas las aleaciones posibles de oro y cobre se consideran en sus diferentes relaciones<sup>(1, 3, 4)</sup>.

## **2. CLASIFICACIÓN DE LAS ALEACIONES UTILIZADAS EN RESTAURACIONES CERAMOMETÁLICAS**

Se han propuesto varios sistemas de clasificación para catalogar la amplia variedad de aleaciones para colados dentales. En 1984 la ADA propuso una clasificación basada en el contenido de metales nobles en tres categorías: alto noble, noble y no noble<sup>(2)</sup>.

Los metales nobles son elementos que conservan las características de su superficie al quedar expuestos al aire seco. Estos metales reaccionan fácilmente con el azufre formando sulfuros pero son resistentes a la oxidación, al deslustre y a la corrosión durante el calentamiento, el colado y la soldadura<sup>(5)</sup>.

Los metales nobles han sido por tradición los elementos básicos empleado en la confección de incrustaciones, coronas, puentes y restauraciones de porcelana fundida sobre metal. La tabla 1 muestra la tabla periódica de los elementos donde podemos observar los 8 metales nobles: oro, platino, paladio, rodio, rutenio, iridio, osmio y plata, aunque éste último metal por ser tan reactivo en la cavidad bucal no se considera metal noble. De estos metales, los utilizados en odontología son el oro, el platino y el paladio<sup>(1, 2)</sup>. Tabla 1

1 H 1,0079																	2 He 4,00260
3 Li 6,941	4 Be 9,01218											5 B 10,81	6 C 12,011	7 N 14,0067	8 O 15,9994	9 F 18,9984	10 Ne 20,179
11 Na 22,9898	12 Mg 24,305	13 Al 26,9815	14 Si 28,0855	15 P 30,9738	16 S 32,06	17 Cl 35,453	18 Ar 39,948										
19 K 39,0983	20 Ca 40,08	21 Sc 44,9559	22 Ti 47,88	23 V 50,9415	24 Cr 51,996	25 Mn 54,9380	26 Fe 55,847	27 Co 58,932	28 Ni 58,69	29 Cu 63,546	30 Zn 65,39	31 Ga 69,72	32 Ge 72,59	33 As 74,9216	34 Se 78,96	35 Br 79,904	36 Kr 83,80
37 Rb 85,4678	38 Sr 87,62	39 Y 88,9059	40 Zr 91,224	41 Nb 92,9064	42 Mo 95,94	43 Tc (98)	44 Ru 101,07	45 Rh 102,906	46 Pd 106,42	47 Ag 107,868	48 Cd 112,41	49 In 114,82	50 Sn 118,71	51 Sb 121,75	52 Te 127,60	53 I 126,905	54 Xe 131,29
55 Cs 132,905	56 Ba 137,33	57 La 138,906	58 Ce 140,12	59 Pr 140,908	60 Nd 144,24	61 Pm (145)	62 Sm 150,36	63 Eu 151,96	64 Gd 157,25	65 Tb 158,925	66 Dy 162,50	67 Ho 164,930	68 Er 167,26	69 Tm 168,934	70 Yb 173,04	71 Lu 174,967	
87 Fr (223)	88 Ra 226,025	89 Ac 227,028	90 Th 232,038	91 Pa 231,036	92 U 238,029	93 Np 237,048	94 Pu (244)	95 Am (243)	96 Cm (247)	97 Bk (247)	98 Cf (251)	99 Es (252)	100 Fm (257)	101 Md (258)	102 No (259)	103 Lr (260)	

Tabla 1. Tabla periódica de los elementos. Tomado de Craig, 1998.

Cuanto más baja es la posición de un elemento en la serie de fuerzas estándares electromotrices, más activo es, por el contrario, cuanto más alto se encuentre en la serie, más inerte será y mayor será también su nobleza<sup>(2)</sup>.

La categoría de alto noble de las aleaciones para colados dentales, contiene por lo menos un 60% en peso de oro, paladio y/o platino, en esta categoría el contenido de oro debe ser de un 40% en peso. Dentro de las aleaciones clasificadas como nobles se encuentran aquellas que contienen al menos un 25% de metales nobles, pero no se especifica el contenido de oro, finalmente las aleaciones no nobles contienen menos de un 25%

en peso de metales nobles, sin hacer más especificaciones acerca de su composición<sup>(6, 7)</sup>. Tabla 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)

Tabla 2. Clasificación de los sistemas de aleaciones para colados. Tomado de Fan P., 1984.

Otros autores clasifican a las aleaciones que se utilizan en prostodoncia fija, específicamente en restauraciones de porcelana fundida sobre metal, en dos categorías: aleaciones nobles y aleaciones no nobles, esta clasificación igualmente se basa en su composición<sup>(1, 3)</sup>. Tabla 3

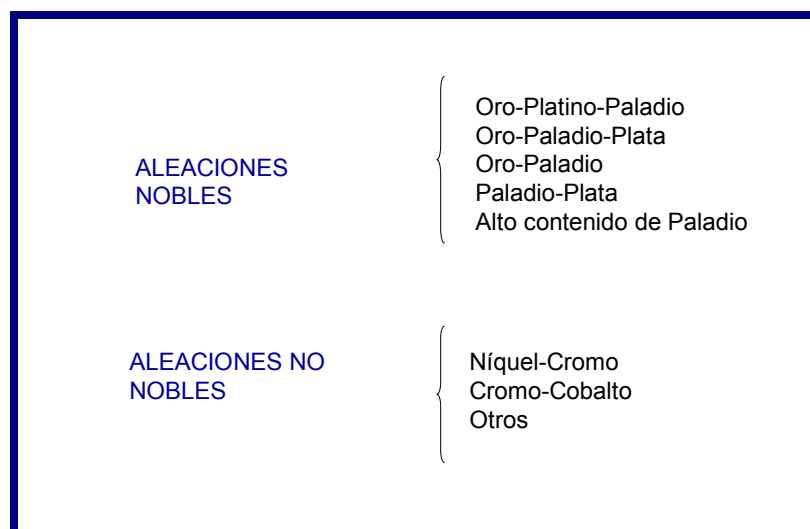


Tabla 3. Sistema de clasificación de las aleaciones para restauraciones ceramometálicas. Tomado de Phillips, 1993.

### **3. ALEACIONES NO NOBLES UTILIZADAS EN RESTAURACIONES CERAMOMETÁLICAS**

#### **3.1 Clasificación de los sistemas de aleaciones no nobles utilizados en restauraciones ceramometálicas**

Las aleaciones no nobles, utilizadas en restauraciones ceramometálicas se dividen en 2 grupos principales: níquel-cromo y cromo-cobalto<sup>(1, 8, 9)</sup>.

Según Wataha y Messer<sup>(6)</sup> las aleaciones no nobles pueden ser divididas en cuatro grupos: níquel-cromo, níquel-cromo-berilio, níquel-con alto contenido de cromo y cromo-cobalto. El grupo denominado níquel-cromo contiene menos de un 20% de cromo en peso, mientras que el grupo níquel-con alto contenido de cromo contiene más de un 20% de cromo en peso.

Las aleaciones de níquel-cromo presentan variaciones en el contenido de níquel y cromo, dichas variaciones se encuentran entre un 80 a un 87% de níquel y un contenido de cromo entre un 13 a un 20%<sup>(1)</sup>.

Según Craig<sup>(5)</sup>, las aleaciones de níquel-cromo se pueden dividir en aquellas que contienen berilio (más de un 2% en peso) y aquellas que no lo contienen. La mayoría de las aleaciones de

níquel-cromo contienen un 60-80% de níquel, un 10-27% de cromo y un 2-14% de molibdeno. A modo de comparación las aleaciones de cobalto-cromo contienen un 53-67% de cobalto, un 25-32% de cromo y un 2-6% de molibdeno y no contienen berilio en su composición <sup>(1, 5)</sup>

De acuerdo con la especificación número 14 de ANSI/ADA el peso total de cromo, cobalto y níquel no debe bajar de un 85% y la aleación no debe contener menos de un 20% de cromo, sin embargo, la ADA acepta aleaciones que tengan otra composición, siempre que cumplan satisfactoriamente los requisitos sobre corrosión, toxicidad e hipersensibilidad<sup>(5)</sup>.

Craig<sup>(5)</sup> refiere que adicional a los sistemas de aleaciones no nobles utilizados en restauraciones ceramometálicas descritos anteriormente, existe otro grupo que lo conforma las aleaciones de titanio las cuales poseen aluminio, vanadio y hierro.

Las aleaciones de titanio se emplean muy poco en restauraciones de porcelana fundida sobre metal debido a la dificultad de ser procesado. Sin embargo, se han desarrollado

técnicas para procesar este metal lo cual podría permitir un incremento en el uso de estas aleaciones<sup>(5, 10)</sup>.

El titanio es un metal ampliamente utilizado en implantología, sus propiedades físicas son prácticamente ideales para ser empleadas en la confección de prótesis y su biocompatibilidad ha sido ampliamente estudiada y comprobada, sin embargo, el costo que implica el procesamiento de estas aleaciones limita su utilización en la confección de prótesis fijas y removibles<sup>(11)</sup>.

## **3.2 Propiedades de las aleaciones de níquel-cromo**

### **3.2.1. Propiedades físicas**

Existen propiedades físicas que son de interés en el caso de este sistema de aleaciones. Las razones de esto están más vinculadas a la realización de los procedimientos técnicos (de laboratorio) de confección de la restauración colada que al comportamiento de la restauración en el medio bucal<sup>(4)</sup>.

La **temperatura de fusión** es la temperatura en la cual se transforma un elemento de estado sólido a estado líquido, para que ese proceso ocurra se requiere un consumo de energía<sup>(1)</sup>.

En aleaciones, la temperatura de fusión es mejor definida por el término rango de fusión, debido a que los diferentes metales que conforman el sistema de aleación no necesariamente funden a la misma temperatura, por lo tanto, emplear el término rango es más apropiado<sup>(12)</sup>.

La temperatura de fusión condiciona el tipo de aparatos necesarios para poder realizar la fusión de la aleación o el tipo de revestimiento que se debe utilizar para confeccionar la cámara de colado<sup>(4, 5)</sup>.

La temperatura de fusión de las aleaciones no nobles difiere considerablemente de la temperatura de fusión de las aleaciones nobles. La mayoría de las aleaciones no nobles funden a una temperatura entre 1400-1500 °C, mientras que las aleaciones nobles tienen un intervalo de fusión entre 800-1050 °C<sup>(5, 12)</sup>. Debido a su alta temperatura de fusión su contracción de solidificación es mayor que en las aleaciones nobles. En tal sentido, en el procedimiento de revestido de las aleaciones de níquel-cromo el material de revestimiento a utilizar debe expandir un 3,4% para compensar esta contracción, mientras que para compensar la contracción de solidificación en metales nobles, el revestimiento debe expandir un 2,4%<sup>(12, 13)</sup>.

Por otra parte, esta alta temperatura de fusión permite que las aleaciones no nobles tengan una mayor resistencia que las aleaciones nobles a deformarse durante los procedimientos de cocción de la porcelana<sup>(12)</sup>.

La adición de un 1 a 2% de berilio reduce la temperatura de fusión de las aleaciones de níquel-cromo en aproximadamente 100°C<sup>(5)</sup>.

La **densidad** se define como la cantidad de materia por unidad de volumen o también se puede definir como la distancia entre átomos o moléculas determinada por el tipo de unión química. Esta propiedad es medible y su unidad de medida más común es gramos por centímetro cúbico ( $\text{gr/cm}^3$ )<sup>(5)</sup>.

Se debe considerar la densidad de la aleación durante el trabajo técnico de colado, ya que para realizar este procedimiento, se emplea generalmente una acción de fuerza centrífuga<sup>(5)</sup>.

Dicha fuerza es generada por un movimiento circular que depende de la velocidad de giro y de la masa que gira. Así, cuanto mayor sea la densidad de una aleación, mayor masa

representará un determinado volumen a colar y más fuerza centrífuga se generará para una determinada velocidad de giro<sup>(4)</sup>.

Es mucho más sencillo colar aleaciones de alta densidad, ya que al utilizar aleaciones de baja densidad es necesario disponer de máquinas que mediante una mayor velocidad de giro, permitan hacer llegar correctamente la aleación fundida a la totalidad de la cámara de colado<sup>(4)</sup>.

La densidad también determina cuanto pesa un volumen de material dado. Una restauración pesa tanto más cuanto mayor es la densidad de la aleación empleada para su confección. Si la restauración es pequeña, ese mayor peso pasará inadvertido por el paciente pero, en una prótesis de gran tamaño, es conveniente considerar esta propiedad y orientar la selección hacia aleaciones de menor densidad que serán mejor toleradas<sup>(4)</sup>.

Además, como los metales son comercializados fijando su valor por peso, las aleaciones más densas obligan a utilizar una mayor cantidad de gramos que las menos densas para una misma restauración o prótesis. Este aspecto es de relevante

interés cuando se deben calcular los costos de material a emplear en la confección de la restauración<sup>(4, 14)</sup>.

Las aleaciones no nobles tienen una densidad media de 7 a 9 gramos por centímetro cúbico ( $\text{gr/cm}^3$ ), que equivale aproximadamente a la mitad de la densidad de la mayoría de las aleaciones nobles ( $18 \text{ gr/cm}^3$ ). La densidad tiene importancia en las prótesis superiores voluminosas, en las que la gravedad hace que el peso relativo del metal colado genere fuerzas adicionales sobre los dientes de soporte, por consiguiente, en ciertas restauraciones ceramometálicas se debe considerar que representa una ventaja la reducción del peso como consecuencia de la utilización de una aleación no noble<sup>(5, 13, 14)</sup>.

El **módulo elástico** es la relación numérica entre tensión y deformación, es una constante de proporcionalidad. El módulo elástico connota rigidez<sup>(1)</sup>.

Con respecto al módulo elástico Craig<sup>(5)</sup> refiere que cuanto mayor es éste, mayor rigidez tendrá una estructura. Ante un mayor módulo elástico se pueden reducir ligeramente las dimensiones de la restauración.

Las aleaciones no nobles tienen un módulo elástico de 150 a 210 MPa x 10<sup>3</sup> el cual es casi dos veces mayor que el de las aleaciones nobles que es de 116 a 117 MPa x 10<sup>3</sup> (5, 12, 15, 16).

El **porcentaje de elongación** es la proporción entre el aumento de la longitud al momento de la fractura y la medida longitudinal original<sup>(1)</sup>.

El porcentaje de elongación de una aleación es un indicador importante de la fragilidad o ductilidad relativa que manifieste una restauración, es decir, es un indicador de la capacidad que tiene la aleación de soportar una deformación permanente bajo una carga de tracción sin fracturarse<sup>(1, 4, 5)</sup>.

Las aleaciones de níquel-cromo tienen baja ductilidad o porcentaje de elongación<sup>(15)</sup>. Dicho porcentaje en las aleaciones no nobles utilizadas en restauraciones ceramometálicas es de aproximadamente un 9 a 12 %, es decir, aproximadamente el doble que el porcentaje de elongación de las aleaciones nobles que es de un 5%<sup>(12)</sup>.

La **dureza** es la resistencia que presenta un material a la indentación<sup>(1)</sup>. La dureza indica por tanto, la facilidad de acabado de una estructura y la resistencia a ser indentada durante su uso. En general, las aleaciones no nobles tienen una dureza superior a las aleaciones nobles, en aproximadamente un 30%<sup>(5)</sup>.

La dureza Brinell de las aleaciones no nobles es de 240 a 400 Kg/cm<sup>2</sup>, mientras que las aleaciones nobles presentan una dureza Brinell de 140 a 200 Kg/cm<sup>2(12)</sup>. La dureza Vickers de las aleaciones no nobles es de 175 a 300 Kg/mm<sup>2</sup>, mientras que la dureza Vickers de las aleaciones nobles es de 175 a 180 Kg/mm<sup>2(5)</sup>.

El procedimiento de pulir los colados obtenidos a partir de aleaciones no nobles es exigente, se suele recurrir al pulido electrolítico para reducir el tiempo y el trabajo necesario para lograr el pulido mecánico. Mediante el pulido electrolítico se decapan los colados de aleaciones no nobles y sólo se elimina una cantidad muy pequeña de aleación. Sin embargo, cualquier odontólogo experimentado podría culminar el proceso de acabado sin problemas<sup>(5)</sup>.

Bezzon *et al.*<sup>(17)</sup> realizaron un estudio donde compararon la dureza con la resistencia a la abrasión de dos aleaciones de níquel-cromo. Para ello seleccionaron dos aleaciones que tenían diferentes valores de dureza Vickers y las sometieron a ciclos de abrasión. Obtuvieron como resultado que luego de los ciclos de abrasión, la aleación que poseía mayor valor de dureza superficial fue la que presentó mayor pérdida de masa, por lo tanto, los autores concluyeron que, en base a las variables evaluadas en este estudio, no existe una correlación entre la dureza de una aleación y su resistencia a la abrasión, es decir, que a pesar que la dureza haya sido utilizada como referencia para indicar valores de resistencia a la abrasión, parece no existir una relación lineal.

La **resistencia a la cedencia** se puede definir como la tensión a la cual un material manifiesta cierta desviación de la proporcionalidad tensión-deformación, luego de esa tensión el material sufre una pequeña deformación permanente y por lo tanto no recupera sus dimensiones originales<sup>(5)</sup>.

Esta propiedad es sumamente importante en lo referente a aleaciones para colados dentales, ya que si en la estructura metálica se genera una tensión que iguale o supere su

resistencia a la cedencia, sufrirá una deformación permanente. En las aleaciones de níquel-cromo el valor de resistencia a la cedencia (0.2%) es de 690 MPa, mientras que en las aleaciones nobles es de 550 MPa<sup>(5)</sup>.

La **resistencia traccional final** se define como la máxima tensión que puede soportar un material antes de fracturarse ante una fuerza traccional. Para calcular la resistencia traccional final de un material se divide la carga máxima en tracción entre la sección original de la muestra<sup>(5)</sup>.

La resistencia traccional final permite calcular el tamaño o la sección que debe tener una estructura metálica para no deformarse, sin embargo, es más relevante conocer la resistencia a la cedencia que tiene una aleación, es decir, conocer a partir de que punto específico dicha aleación comenzará a deformarse permanentemente. La resistencia traccional final de las aleaciones de níquel-cromo es de 5.098 Kg/cm<sup>2</sup>, mientras que en las aleaciones nobles es de 6.500-10.000 Kg/cm<sup>2</sup> <sup>(5, 12)</sup>.

Algunas propiedades mecánicas de las aleaciones de níquel-cromo se pueden modificar mediante el tratamiento

térmico, en tal sentido, Winkler *et al.*<sup>(18)</sup>, realizaron un estudio para evaluar y comparar los distintos valores de dureza, porcentaje de elongación, módulo de elasticidad, resistencia a la cedencia y resistencia traccional final, luego de realizar los siguientes tratamientos térmicos: 1) calentamiento por 5 minutos a 1850 °F y posteriormente permitir que el colado se enfriara lentamente al aire, 2) calentamiento por 5 minutos a 1500 °F y permitir que el colado se enfriara sumergido en agua a temperatura ambiente (68°-70°F) y 3) el último grupo evaluado fue sometido a 5 ciclos de calentamiento simulando los ciclos de cocción necesarios en la colocación de la porcelana.

Los resultados obtenidos permiten concluir que las propiedades mecánicas de las aleaciones de níquel-cromo pueden ser alteradas mediante los diferentes tratamientos térmicos al punto de llegar a ser similares a las propiedades mecánicas de las aleaciones nobles. Los autores refieren que luego del tratamiento térmico que consistía en la simulación de 5 ciclos de cocción para la colocación de la porcelana, los valores de resistencia a la cedencia, resistencia traccional final, porcentaje de elongación, módulo elástico y dureza Vickers eran similares entre la aleación de níquel-cromo y la aleación noble y que por lo tanto, los tratamientos térmicos podían ser empleados

para modificar algunas propiedades mecánicas de las aleaciones de níquel-cromo<sup>(18)</sup>.

Moffa *et al.*<sup>(19)</sup> realizaron un estudio para evaluar las propiedades mecánicas de las aleaciones de níquel-cromo y compararlas con las de las aleaciones nobles. Comprobaron que los valores de dureza, de módulo elástico, resistencia a la cedencia, resistencia traccional final y resistencia de unión con la porcelana, fueron superiores con respecto a las aleaciones nobles. Los autores concluyen que en base a las propiedades mecánicas de este sistema de aleación, su utilización en la confección de restauraciones ceramometálicas puede potenciar el éxito de la restauración, es decir, su comportamiento clínico.

### **3.2.2. Propiedades químicas**

Para que una restauración metálica se mantenga inalterable en el medio bucal, la aleación para colados con la que se confeccione no debe corroerse ni pigmentarse<sup>(1, 4, 20)</sup>.

La **pigmentación** se refiere a la formación de compuestos en la superficie de la aleación por reacción con elementos presentes en el medio donde esté ubicada. La pigmentación no necesariamente representa un deterioro en cuanto a una pérdida

de masa (corrosión) o de propiedades mecánicas. La pigmentación es una situación que puede ser tolerable, aunque es desagradable para un paciente observar que su restauración pierde el aspecto inicial (pulido, brillante) o toma un color diferente al original<sup>(1, 4)</sup>.

Más perjudicial resulta el aspecto de la **corrosión**, que es un proceso que conduce a la destrucción química o electroquímica del material<sup>(4)</sup>.

La corrosión química se presenta cuando se forman óxidos en la superficie de un material metálico que se disuelven en el medio donde se encuentre inmerso. Como es de suponer, toda aleación de uso odontológico debe garantizar que no se produzca este proceso, es decir, garantizar que no exista formación de óxidos solubles en el medio bucal<sup>(1, 4)</sup>.

La corrosión electroquímica o galvánica se puede producir cuando, en un mismo medio electrolítico, por ejemplo: la saliva, se encuentran dos materiales metálicos con diferente potencial de electrodo (posibilidad de transferir electrones al medio). Por ello, se debe evitar el uso de aleaciones de composición muy disímil en la boca de un mismo paciente<sup>(1, 4)</sup>.

La magnitud de producción de los fenómenos de corrosión está relacionada con las características del material y las del medio en el que está ubicado. Así, una misma aleación podría experimentar grados diferentes de corrosión en el medio bucal de distintos pacientes<sup>(4)</sup>.

El estado de la superficie del metal es un factor sumamente importante a considerar en el estudio de la corrosión, ya que la superficie tiene una composición diferente a la del resto de la aleación de la restauración<sup>(5)</sup>.

Otra consideración importante es la combinación de la corrosión con el desgaste. Las aleaciones de níquel-cromo liberan una cantidad de iones metálicos hasta tres veces mayor que en un proceso exclusivo de corrosión, cuando se combina ésta con el contacto oclusal<sup>(1, 5, 21)</sup>.

Toda corrosión representa no sólo una alteración de la restauración en sí misma sino también posibilita que los elementos presentes en su composición, que pudiesen ser tóxicos, sean incorporados al organismo produciendo reacciones sistémicas no deseables<sup>(1, 4)</sup>.

En un estudio se evaluó la corrosión *in vitro* que presentaba una aleación de níquel-cromo ante 3 soluciones diferentes: saliva artificial, cloruro de sodio al 0.9% y sulfuro de sodio al 1%. Por otra parte se realizó una evaluación *in vivo* donde las muestras de aleación se fijaron sobre la base de dentaduras totales. Los resultados demostraron que prácticamente no existía corrosión en la aleación de níquel-cromo en ninguna de las dos condiciones evaluadas (*in vivo* e *in vitro*), por lo tanto, se corroboró la alta resistencia a la corrosión que poseen dichas aleaciones<sup>(22)</sup>.

En otro estudio se evaluó la corrosión *in vivo* e *in vitro* de una aleación de níquel-cromo-berilio. El estudio *in vitro* consistió en sumergir las muestras previamente pulidas en saliva artificial que contenía 10% de proteínas, mientras que en el estudio *in vivo* las muestras prepulidas se fijaron sobre la base de dentaduras totales<sup>(23)</sup>.

Entre las conclusiones de este estudio se encuentran: que el contenido de cromo fue muy pequeño para crear una capa protectora contra la corrosión y que la presencia de proteínas redujo la corrosión sustancialmente pues se formó una película proteica en la superficie de la aleación que evitó el contacto

agresivo de los iones de cloruro de sodio. Con respecto al estudio *in vivo* se encontró una reducción de 1µm en las muestras realizadas con la aleación de níquel-cromo-berilio y una reducción de 6µm en las aleaciones del grupo control realizadas con aleación noble<sup>(23)</sup>.

Aparentemente esto se debió al desgaste mecánico producido durante la utilización de las prótesis o durante su limpieza y no a la corrosión, pues sólo dos de las doce muestras evaluadas mostraron pérdida de masa producto de la corrosión sufrida en el medio bucal (2µm). De hecho, la ubicación, longitud y disposición de las indentaciones encontradas en la superficie expuesta de las muestras, son evidencia clara que el desgaste producido se debió a la utilización de la prótesis y al cepillado de la misma<sup>(23)</sup>.

Geis-Gerstorfer y Pässler<sup>(24)</sup> evaluaron la influencia del berilio presente en diferentes proporciones en la corrosión de cuatro aleaciones de níquel-cromo. Los resultados demostraron que las aleaciones que contenían berilio, exhibían menor resistencia a la corrosión y por lo tanto es preferible la utilización de las aleaciones libres de berilio al momento de confeccionar restauraciones protésicas.

Se realizó un estudio para evaluar la corrosión y la pigmentación presentada por dos aleaciones de níquel-cromo. En este estudio las muestras se colocaron durante cuatro semanas en soluciones de saliva artificial y solución salina (cloruro de sodio al 0.9%). La mitad de las muestras fue cepillada y colocada en las distintas soluciones y el resto se colocó dentro de las soluciones sin ser cepilladas. Las muestras de aleación que contenían berilio (cepilladas o no) presentaron signos de pigmentación y corrosión al ser sumergidas en ambas soluciones, mientras que la aleación que no contenía berilio no presentó signos de pigmentación ni corrosión en ninguna de las dos soluciones<sup>(25)</sup>.

Geis-Gerstorfer y Weber<sup>(26)</sup> realizaron un estudio *in vitro* de la corrosión presentada por cuatro aleaciones de níquel-cromo sumergidas en soluciones de ácido láctico y cloruro de sodio. Los resultados revelaron que las aleaciones de níquel-cromo comúnmente utilizadas en prostodoncia fija presentan una amplia resistencia a la corrosión, sin embargo aquellas aleaciones de níquel-cromo que contienen las menores cantidades de cromo y de molibdeno presentaron la mayor susceptibilidad a la corrosión entre las cuatro aleaciones que fueron analizadas en esta evaluación.

Geis-Gerstorfer *et al.*<sup>(27)</sup> realizaron un estudio para evaluar la liberación de iones que ocurría *in vitro* en soluciones de 0.1 mol/L de ácido láctico y 0.1 mol/L de cloruro de sodio a partir de 3 aleaciones de níquel-cromo-molibdeno y una aleación de níquel-cromo-berilio. Entre las conclusiones se encuentran que las aleaciones evaluadas en este estudio que poseen las menores cantidades de cromo y de molibdeno, presentaron una disminución en su resistencia a la corrosión entre todas las aleaciones involucradas en este estudio. Otra conclusión refiere que la aleación que contenía berilio presentó la mayor cantidad de liberación de iones bajo las condiciones de corrosión evaluadas y por lo tanto, los autores recomiendan que no se empleen este tipo de aleaciones.

Bumgardner y Lucas<sup>(28)</sup> realizaron un estudio para relacionar la composición de la capa superficial de cuatro aleaciones de níquel-cromo y la corrosión que presentaban dichas aleaciones. Los resultados obtenidos fueron que las aleaciones que no contenían berilio exhibieron una capa de óxidos de cromo-molibdeno homogénea lo cual resultaba en una mayor resistencia a la corrosión; ya que cantidades entre un 16 a un 27% de cromo y cantidades entre un 6 a un 9% de molibdeno proveen adecuada resistencia a la corrosión. Por otra parte las

aleaciones que contenían berilio exhibieron una capa de óxido no uniforme que contenía áreas superficiales con poca cantidad de cromo y elevada cantidad de berilio. Esta capa de óxido fue más fácilmente destruida y por lo tanto se aceleraba el proceso de corrosión.

### **3.2.3. Propiedades biológicas**

De igual manera que con el uso de cualquier material, se deben evitar dos tipos de reacciones al colocar una aleación en la cavidad bucal o en cualquier otra zona del organismo: reacciones inmunológicas y reacciones toxicológicas<sup>(4)</sup>.

Las primeras están vinculadas con la reacción producida en el organismo por la simple presencia del elemento que la desencadena. Estas reacciones pueden cubrir una gama que va desde manifestaciones en el tejido epitelial (piel, mucosas) hasta otras más severas en el resto del organismo. Existen elementos metálicos capaces de producir ese tipo de reacciones en algunas personas especialmente sensibles a ellos<sup>(4)</sup>.

Esto no necesariamente contraindica su uso en la composición de las aleaciones para colados dentales, pero hace necesario que el profesional esté atento a la posibilidad de

reacciones. Por ello debe explorar, a través de una adecuada historia clínica, los antecedentes de cada paciente y ante la duda o ante la presencia de reacciones, emplear aleaciones que no contengan el elemento responsable de dichas reacciones<sup>(4)</sup>.

Las reacciones de índole tóxicas son diferentes, no se producen por la simple presencia del elemento metálico, sino que éste debe ser vehiculizado para ser incorporado al medio interno, por esta razón, una aleación puede contener un elemento que sea tóxico, pero si el mismo se encuentra estable en la estructura de la aleación y permanece en ella no será capaz de producir una reacción de tipo tóxica, a menos que, por algún mecanismo mecánico o químico sea removido de la estructura de la aleación e incorporado al medio interno<sup>(4)</sup>.

Todo lo anteriormente escrito implica que las posibles reacciones tóxicas ante la presencia de una aleación para colados dentales están relacionadas con las propiedades químicas que ella posee<sup>(4)</sup>.

## **4. CONSIDERACIONES EN LA UTILIZACIÓN DE ALEACIONES DE NÍQUEL-CROMO PARA LA CONFECCIÓN DE RESTAURACIONES CERAMOMETÁLICAS**

### **4.1 Consideraciones biológicas**

Existen consideraciones biológicas que deben tenerse en cuenta al momento de utilizar las aleaciones de níquel-cromo en la cavidad bucal, entre tales consideraciones se encuentran la liberación de elementos a partir de dichas aleaciones y el efecto que podrían tener dichos elementos sobre los tejidos bucales y el resto del organismo<sup>(29)</sup>.

En cuanto al níquel sabemos que se encuentra difundido en el ambiente (aire, comida, utensilios de cocina, monedas, bisutería, etc.). La sensibilidad al níquel es común especialmente en las mujeres, de hecho, la incidencia de alergia al níquel es de 5 a 10 veces mayor en mujeres que en hombres. Se ha demostrado que dicha sensibilidad está directamente relacionada con la presencia de este elemento en el ambiente, es decir, con la inhalación, la ingesta o el contacto con dicho elemento<sup>(2, 5, 29, 30, 31, 32, 33, 34)</sup>.

El níquel se acumula en la piel, en el sistema nervioso central, en los pulmones y en los riñones a lo largo de la vida del

individuo y el período latente de este metal en el organismo es de 22 años, lo que implica que dicho elemento tarda aproximadamente ese tiempo en ser completamente eliminado por el organismo<sup>(29, 30)</sup>.

El níquel tiene potencial carcinogénico, el cual depende de su solubilidad y de la forma en la cual esté presente en el tejido, sin embargo, hasta ahora no se ha encontrado ninguna relación entre reacciones cancerígenas en seres humanos y el uso de restauraciones dentales que contienen níquel, ni siquiera se ha observado correlación entre la presencia en la boca de restauraciones contengan níquel y la sensibilidad a este elemento. Sin embargo, en pacientes con antecedentes de respuestas alérgicas al níquel se debe emplear otro sistema de aleación que no lo contenga<sup>(5, 29, 30, 31, 33, 35)</sup>.

La exposición al níquel debe ser controlada dentro los siguientes límites de seguridad: no debemos exponernos a concentraciones mayores de  $15\mu\text{g}/\text{cm}^3$  de aire para una jornada de trabajo de 10 horas diarias. Debe existir un sistema de ventilación dentro del laboratorio dental que asegure los niveles de níquel dentro de los límites establecidos como seguros y con el objeto de reducir la exposición de los pacientes al polvo

metálico que contiene níquel se debe utilizar un sistema de evacuación a alta velocidad durante el procedimiento de acabado intraoral<sup>(5, 30, 31, 33)</sup>.

Por otra parte, el berilio es un metal que se añade a algunas aleaciones no nobles para mejorar algunas de sus propiedades físicas como la dureza o reducir la temperatura de fusión<sup>(30)</sup>.

Se conoce que el berilio en los seres humanos afecta la piel, los ojos, los pulmones y las vías respiratorias de manera aguda o crónica, sin embargo, a pesar que el berilio es un metal tóxico, no afecta ni a los odontólogos ni a los pacientes pues el mayor riesgo se produce con los vapores de dicho metal, es por esto, que los técnicos de laboratorio que funden y cuelean grandes cantidades de aleaciones de níquel-cromo-berilio deben poseer en el laboratorio una ventilación adecuada o una campana de gases en la zona donde se efectúa la fusión<sup>(2, 30-32)</sup>.

El límite de seguridad para el polvo de berilio es de  $2\mu\text{g}/\text{m}^3$  de aire para una jornada de trabajo de 8 horas, se permite una exposición mayor ( $25\mu\text{g}/\text{m}^3$ ) si la jornada de trabajo es inferior a 30 minutos<sup>(5, 30, 31, 33, 36)</sup>.

Por lo tanto, se deben tomar precauciones para evitar la exposición a los vapores metálicos, el polvo o las partículas desprendidas que contienen berilio y níquel utilizando sistemas eficaces para extraer y filtrar el aire al fundir, colar, acabar y pulir los colados confeccionados a partir de estas aleaciones que contienen berilio<sup>(5, 31, 36)</sup>. Adicionalmente, se deben colocar señales de precaución en las áreas donde se trabaja con aleaciones que contengan berilio, y los empleados del laboratorio deben conocer el riesgo de trabajar con este sistema de aleación, su correcta manipulación y los límites de seguridad para evitar cualquier reacción adversa en su organismo<sup>(36)</sup>.

En numerosos estudios se ha evaluado la liberación de elementos contenidos en aleaciones de níquel-cromo y níquel-cromo-berilio y la relación que tiene dicha liberación con respuestas citotóxicas<sup>(21, 37-44)</sup>.

Wataha *et al.*<sup>(37)</sup>, evaluaron el efecto del pH en la liberación de elementos contenidos en las aleaciones de níquel-cromo y encontraron que estas aleaciones liberaron grandes cantidades de níquel durante la exposición a ambientes ácidos de pH 1 a 4 y que al incrementar el tiempo de exposición la liberación continuaba. En contraste, las aleaciones nobles evaluadas bajo

los mismos parámetros no presentaron liberación de elementos, ni durante la exposición ni luego de ella.

En otro estudio realizado por Wataha *et al.*<sup>(38)</sup>, se evaluó el efecto del cepillado en la liberación de elementos contenidos en aleaciones nobles y no nobles utilizadas frecuentemente en prostodoncia. Los autores encontraron que la técnica de cepillado empleada a un pH de 4 no afectaba la liberación de elementos en las aleaciones de níquel, en contraste, cuando la técnica de cepillado empleada incluía la utilización de pasta dental aumentaba la liberación de elementos y por tanto la citotoxicidad de este tipo de aleaciones.

Por otra parte, las aleaciones de níquel-cromo que contenían berilio demostraron la mayor liberación de elementos bajo los parámetros evaluados en este estudio, de hecho, los resultados demostraron un efecto citotóxico superior en un 60% con respecto al grupo control que estaba constituido por aleaciones nobles. Las aleaciones de níquel-cromo-berilio resultaron ser las más tóxicas entre todas las aleaciones evaluadas<sup>(38)</sup>.

Wataha *et al.*<sup>(39)</sup>, realizaron otro estudio para determinar el papel que juegan las proteínas contenidas en un medio de cultivo en la liberación de elementos de aleaciones nobles y no nobles comúnmente utilizadas en odontología. Concluyeron que existe mayor liberación de elementos en todas las aleaciones evaluadas cuando las aleaciones se encuentran en medios de cultivo proteicos que cuando se encuentran sumergidas en solución salina, sin embargo, la menor liberación se produjo en las aleaciones a base de níquel, pues al parecer, la presencia de proteínas probablemente actúe protegiendo a las aleaciones de níquel-cromo de la corrosión, sin embargo, los autores refieren que deben realizarse más investigaciones que fundamenten esta aseveración.

Bumgardner y Lucas<sup>(40)</sup> evaluaron la respuesta celular que se producía ante la liberación de elementos provenientes de cuatro aleaciones de níquel-cromo durante tres días. Demostraron que la actividad de crecimiento celular en el medio de cultivo que contenía las aleaciones era menor que en el medio de cultivo del grupo control donde no se colocaron muestras de aleación. Esta investigación soporta la hipótesis de que las aleaciones de níquel-cromo y sus productos de corrosión afectan la actividad y la proliferación celular, sin afectar la

viabilidad ni la morfología de las células. Por otra parte, en este estudio se comprobó que la adición de berilio a las aleaciones de níquel-cromo disminuye su resistencia a la corrosión pues la aleación que contenía berilio fue la que presentó los menores resultados de actividad celular presente en el medio de cultivo.

Se encontraron resultados similares en otro estudio donde las muestras confeccionadas con varios sistemas de aleación se colocaron dentro de medios de cultivo celulares proteicos. La aleación noble evaluada mostró la menor liberación de elementos y por lo tanto allí se encontró la mayor actividad celular. Por otra parte las aleaciones de níquel-cromo mostraron la mayor cantidad de elementos liberados y por tanto la mayor citotoxicidad. Es importante destacar que las aleaciones que contenían molibdeno dentro de su composición presentaron una capa de óxidos que les brindó mayor resistencia a la corrosión y por ende resultaron ser menos citotóxicas que aquellas aleaciones de níquel-cromo que no lo contienen<sup>(41)</sup>.

A diferencia del estudio realizado por Bumgardner y Lucas<sup>(40)</sup> los autores de otro estudio realizado para evaluar la respuesta celular ante aleaciones de níquel-cromo demostraron que existen cambios celulares adversos (lisis y alteración

celular) cuando las muestras confeccionadas con este sistema de aleación se encontraban en contacto con el tejido celular contenido en el medio de cultivo<sup>(42)</sup>.

En otro estudio se evaluó la liberación de iones de níquel, cromo y berilio en un ambiente oral artificial capaz de reproducir en 3 dimensiones las fuerzas masticatorias. Doce pares de coronas fueron articuladas de la siguiente manera: metal contra metal, metal contra esmalte, metal contra porcelana y metal contra metal sin fuerzas masticatorias como grupo control. El estudio fue realizado simulando las fuerzas masticatorias que ocurren a lo largo de un año<sup>(21)</sup>.

Los resultados confirmaron la hipótesis que la liberación de elementos aumenta cuando estas aleaciones se encuentran bajo atrición. Se encontró liberación de níquel y de berilio en todas las muestras y liberación de cromo en sólo cinco de estas. Por lo tanto, la actividad masticatoria incrementa la liberación de dichos iones en una proporción 3:1 con respecto al grupo control, debido a la atrición causada por la masticación<sup>(21)</sup>.

En otro estudio se evaluó la citotoxicidad de varios tipos de aleaciones luego que las mismas habían sido colocadas en agua

destilada a 37°C durante 72 y 168 horas. Los resultados revelaron que las aleaciones nobles estudiadas presentaron la menor toxicidad una vez transcurridas las primeras 72 horas, sin embargo, todas las aleaciones no nobles, incluyendo aquellas del sistema níquel-cromo, poseían niveles de toxicidad similares al presentado por las aleaciones nobles una vez que transcurrieron 168 horas<sup>(43)</sup>.

En un estudio realizado en hamsters se evaluaron los efectos adversos que se producían en la mucosa de la mejilla de dichos animales al colocar muestras confeccionadas con distintos tipos de aleaciones para colados. Luego de transcurridos los 14 días propuestos para la evaluación, se examinaron las muestras de aleación, las cuales se encontraban exactamente iguales que aquellas que conformaban el grupo control, es decir, sin superficies corroídas. La mucosa que se encontraba en contacto con las muestras de aleación también fue examinada y no se encontraron signos de inflamación significativos durante la evaluación clínica ni durante el examen histopatológico<sup>(44)</sup>.

En conclusión, a pesar que existe liberación de elementos contenidos en aleaciones de níquel-cromo y níquel-cromo-berilio,

y que dicha liberación podría ocasionar alteración de la actividad celular, no se contraindica la utilización de estas aleaciones en restauraciones ceramometálicas pues dichas aleaciones cumplen con los requisitos de resistencia a la corrosión necesarios para su empleo en el organismo. Adicionalmente, la liberación de elementos provenientes de estas aleaciones bajo condiciones *in vivo* no produce efectos celulares adversos a menos que el paciente sea alérgico a alguno de los componentes de estas aleaciones<sup>(12, 16, 29, 30, 31, 36, 41)</sup>.

#### **4.2. Consideraciones técnicas**

Es de vital importancia la **colabilidad** que posee cada sistema de aleación. La colabilidad se refiere al grado de fluidez que tiene una determinada aleación, lo cual le permite reproducir con exactitud espesores o diseños delgados<sup>(9, 45, 46)</sup>.

En tal sentido, se realizó un estudio que comparó la colabilidad de aleaciones nobles y no nobles, se obtuvo como resultado que no existieron diferencias significativas entre los diferentes sistemas de aleación evaluados con respecto a su colabilidad siempre y cuando la fuerza de colado (fuerza centrífuga) aplicada fuese la adecuada para cada sistema de aleación, es decir, en función de su densidad. Aunado a esto, los

autores sugieren que la obtención de colados incompletos a partir de aleaciones no nobles son el resultado de un sobrecalentamiento de la aleación para tratar de mejorar su fluidez y por tanto se produce la volatilización de algunos de sus componentes y la aparición de porosidades en el colado<sup>(45)</sup>.

Gráfico 1



Gráfico 1. Momento en el que se funde la aleación de níquel-cromo para ingresar en la cámara de colado por medio de una fuerza centrífuga.

Por otra parte, los autores también sostienen que el uso de respiraderos y de reservorios es fundamental en la obtención de colados completos, ya que los mismos permiten la liberación de

los gases generados durante la entrada de la aleación a la cámara de colado y minimizan las posibilidades de obtener un colado con porosidades<sup>(45)</sup>. Esta aseveración está en concordancia con los resultados obtenidos por Wight *et al.* <sup>(47)</sup>, quienes demostraron que la obtención de colados completos y sin porosidades a partir de aleaciones de níquel-cromo sólo ocurría cuando se utilizaban respiraderos y reservorios.

En conclusión, la diferencia entre la colabilidad entre un sistema de aleación y otro está directamente relacionada con la densidad de las aleaciones, lo cual debe compensarse con un incremento en la fuerza centrífuga empleada para la obtención del colado de la restauración<sup>(45)</sup>. Gráfico 2



Gráfico 2. Vista inferior del anillo de colado donde se aprecia la aleación de níquel-cromo ya solidificada.

Con respecto a la **reutilización** de aleaciones de níquel-cromo en los procedimientos de colado, en un estudio se evaluó el efecto que podía tener este procedimiento sobre las propiedades físicas de estas aleaciones. La aleación evaluada fue utilizada para realizar 10 colados consecutivos, luego del primer colado se añadía al botón de la aleación utilizada previamente aleación nueva en proporción 50:50. Las propiedades físicas evaluadas en este estudio fueron: módulo de elasticidad, porcentaje de elongación, resistencia a la cedencia, resistencia traccional y dureza. Los resultados demostraron que no existían cambios significativos en las propiedades mecánicas, siempre y cuando se respetara la proporción 50:50 entre la aleación reutilizada y la aleación nueva y se empleara una técnica para limpiar los botones que asegurara la remoción completa de los restos de revestimiento<sup>(48)</sup>.

En otro estudio se evaluó el efecto de la reutilización de aleaciones no nobles en la citotoxicidad que las mismas pudieran producir mediante la liberación de elementos. Las aleaciones evaluadas fueron: níquel-cromo-molibdeno, níquel-cromo-cobre, cobalto-cromo y cobre-aluminio. Los resultados demostraron que las aleaciones de níquel-cromo-molibdeno fueron las menos tóxicas pues al reutilizar un botón de aleación junto a aleación

nueva en proporción 50:50 o al reutilizar un 100% de una aleación ya colada se obtuvo la menor liberación de elementos y por tanto, también fue menor el efecto tóxico producido sobre la actividad celular al compararlas con las otras aleaciones no nobles evaluadas en este estudio. Esto se debe a que la presencia de cromo y molibdeno en este sistema de aleación aumenta su resistencia a la corrosión gracias a la formación de una capa protectora constituida por óxidos superficiales<sup>(49)</sup>.

Varios estudios se han realizado para evaluar la **exactitud marginal** y el **ajuste** de colados confeccionados con aleaciones nobles y no nobles. Es importante conocer que una estructura metálica que presente excesivo ajuste o fricción presentara por otro lado pobre adaptado o exactitud marginal debido a un incompleto asentamiento del colado<sup>(50, 51)</sup>.

En un estudio realizado para evaluar la exactitud marginal y el ajuste de colados realizados a partir de aleaciones nobles y no nobles los resultados obtenidos reflejaron que la mayor discrepancia marginal se obtuvo en las coronas obtenidas a partir de aleaciones de níquel-cromo, de hecho, todos los colados realizados con este sistema de aleación presentaron ajuste excesivo a pesar de la aplicación de cuatro capas de

espaciador. La razón para la obtención de colados tan ajustados podría ser la alta contracción de solidificación que posee este sistema de aleación. Adicionalmente, los autores refieren que dicha aleación fue la más compleja de manipular, una vez que la aleación estaba fundida era la más viscosa entre todas las evaluadas, lo cual también influyó en la obtención de colados incompletos<sup>(50)</sup>. Gráfico 3

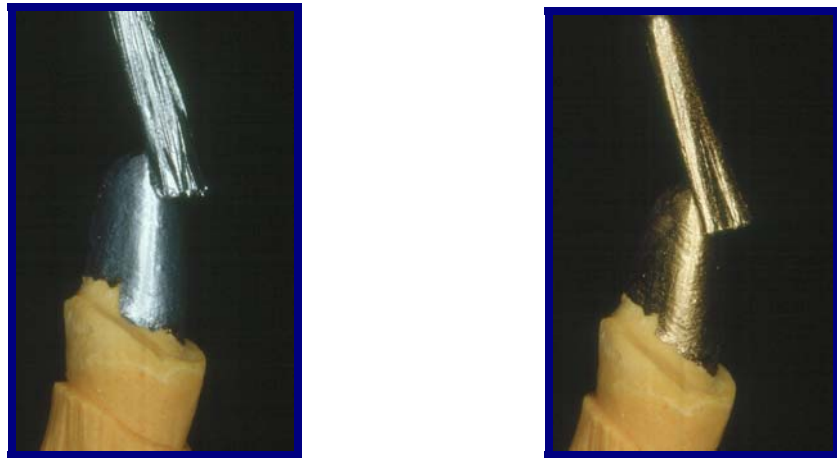


Gráfico 3. Colocación de las distintas capas de espaciador para troqueles.

El propósito de otra investigación fue evaluar y comparar la exactitud de los colados realizados a partir de cuatro aleaciones de níquel-cromo con colados realizados a partir de una aleación noble. En contraste con la investigación anterior, los resultados obtenidos no mostraron diferencias significativas entre la

exactitud marginal obtenida a partir de colados con aleaciones de níquel-cromo y aleaciones nobles<sup>(51)</sup>.

La conclusión más relevante de dicho estudio es que deben respetarse las diferencias en las técnicas de colado para cada sistema de aleación. Los autores señalan que las aleaciones de níquel-cromo requieren de una mayor temperatura de fusión y por lo tanto experimentan mayor contracción de solidificación, en tal sentido se debe compensar dicha contracción mediante la expansión controlada en la técnica de revestimiento<sup>(51)</sup>.



Gráfico 4. Vista vestibular de cuatro estructuras metálicas para restauraciones individuales ceramometálicas con hombro cerámico.

Las aleaciones de níquel-cromo que contienen berilio, requieren de una menor temperatura de fusión y en consecuencia su colabilidad es mejor, presentan menor contracción de solidificación, mejor exactitud marginal y poseen un mejor ajuste sobre la preparación al compararlas con aleaciones de níquel-cromo que no contienen berilio<sup>(51)</sup>.

Se realizó un estudio para evaluar la influencia de la técnica de expansión de revestimientos aglutinados con fosfato en la exactitud de colados obtenidos a partir de aleaciones no nobles. Cuando se empleó la técnica de revestimiento sin expansión higroscópica, todos los colados realizados con aleación no noble y el 80% de los colados realizados con aleación noble presentaron excesivo ajuste y pobre exactitud marginal mientras que al emplear la técnica de revestimiento que incluía expansión higroscópica un 70% de los colados realizados con aleación no noble y un 90% de los colados confeccionados con aleación noble presentaron adecuado ajuste y exactitud marginal. Los autores refieren que se debe ser preciso en la selección del revestimiento y de la técnica a emplear para colados de aleaciones no nobles, de lo contrario, se obtienen estructuras metálicas con inadecuado ajuste e inadecuada

exactitud marginal, es decir, la interacción entre un sistema de aleación, el revestimiento y la técnica de expansión apropiada es determinante en la obtención de colados con adecuado ajuste y exactitud marginal<sup>(52)</sup>.

Los autores de este estudio sugieren seguir las recomendaciones de los fabricantes de la aleación y del material de revestimiento sin descartar que puedan y deban hacerse modificaciones que mejoren las características del colado obtenido<sup>(52)</sup>. Gráfico 5



Gráfico 5. La estructura metálica confeccionada con aleación de níquel-cromo es asentada sobre los dientes pilares para chequear el ajuste y la exactitud marginal.

Wight *et al.*<sup>(47)</sup> realizaron un estudio donde comprobaron la importancia del uso de respiraderos y reservorios en la obtención de colados completos y sin porosidades. Enfatizan la importancia

del empleo de respiraderos en los colados realizados a partir de aleaciones de baja densidad como es el caso de las aleaciones de níquel-cromo, con el fin de facilitar el escape de gases de la cámara de colado en el momento en el cual la aleación fundida ingresa en dicha cámara.

Por otra parte, si el revestimiento empleado no posee la porosidad suficiente para permitir el rápido escape de los gases generados durante el procedimiento de colado, se pueden obtener colados incompletos a partir de aleaciones no nobles, particularmente cuando la restauración posee márgenes de pequeñas dimensiones<sup>(12)</sup>.

La **soldadura** entre colados obtenidos a partir de aleaciones no nobles constituye una técnica sensible que debe ser abordada mediante la selección correcta de metales para soldaduras de alta o baja fusión según sea el caso (pre o postsoldadura)<sup>( 5, 6, 9, 10)</sup>.

La realización de procedimientos de soldadura en aleaciones no nobles es un procedimiento menos sencillo que en aleaciones nobles, pues el calor generado para soldar aleaciones no nobles podría alterar la estructura de los metales que la

conforman. Adicionalmente, se considera que es un procedimiento complejo debido a la facilidad que tienen las aleaciones no nobles de formar óxidos sobre su superficie, por lo tanto, se podría producir una sobreoxidación que dificulte o impida la unión entre los colados y la aleación empleada para la soldadura<sup>(6, 10, 53)</sup>. Gráfico 6 y 7

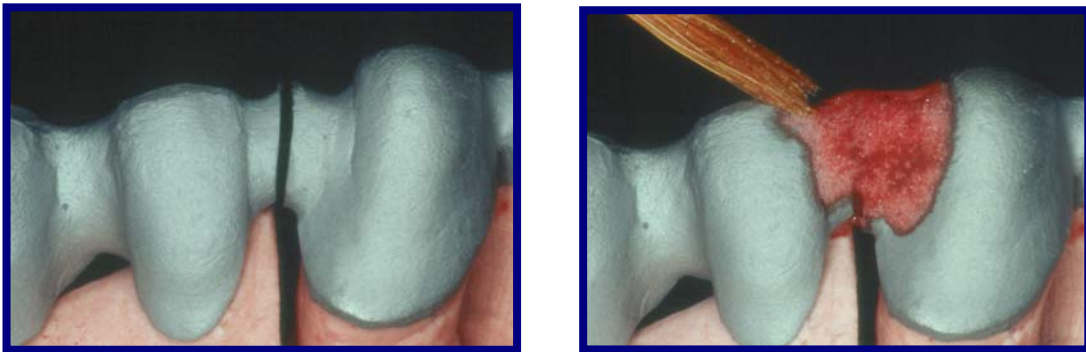


Gráfico 6. (Izquierda) estructura de níquel-cromo seccionada para realizar el procedimiento de soldadura. (Derecha) confección de llave en acrílico autopolimizable para asegurar la relación estable entre las dos superficies a ser soldadas.

Como se mencionó anteriormente, el principal inconveniente de realizar el procedimiento de soldadura en aleaciones de níquel-cromo es la facilidad con la que se producen óxidos en la superficie de estas aleaciones, para

eliminar dichos óxidos se necesita emplear una gran cantidad de fundente lo que trae como consecuencia, la inclusión de fundente dentro de la aleación y por tanto, la disminución de sus propiedades mecánicas<sup>(54)</sup>.

Kriebel *et al.*<sup>(55)</sup> realizaron un estudio donde evaluaron la resistencia traccional de las soldaduras realizadas en colados de aleaciones de níquel-cromo y en colados de aleaciones nobles. Los resultados obtenidos muestran que al emplear aleaciones para soldaduras, de baja y alta fusión; las uniones obtenidas en los colados de níquel-cromo eran más resistentes que aquellas uniones obtenidas en las aleaciones nobles, y específicamente, la mayor resistencia fue obtenida en los colados de níquel-cromo y la aleación de baja fusión para soldadura.

Por otra parte, los autores refieren que las fallas más frecuentes en las uniones de las aleaciones nobles fueron de tipo cohesiva, es decir, fallas dentro de la aleación para soldadura y en las aleaciones de níquel-cromo las fallas fueron de tipo adhesiva, es decir, fallas entre la superficie del colado y la soldadura. Lo más relevante de este estudio fue que aproximadamente un 40% de las soldaduras realizadas entre aleaciones de níquel-cromo tuvieron que ser repetidas pues

resultaron ser inaceptables para su evaluación en este estudio, esto es un claro indicativo de lo técnico-sensible que resulta este procedimiento en este sistema de aleación <sup>(55)</sup>.

En otro estudio se evaluó la resistencia traccional de estructuras metálicas confeccionadas con aleaciones de níquel-cromo luego que se realizaron postsoldaduras, es decir, luego que fueron soldadas con aleaciones de baja fusión para soldadura. Los resultados confirman que pueden obtenerse uniones adecuadas siempre y cuando se controlen las cantidades del material utilizado como fundente pues esta fue la variable determinante en las variaciones de los resultados obtenidos. Los autores recomiendan no excederse de la cantidad de fundente recomendado por el fabricante, es decir, sólo se debe emplear la cantidad necesaria para remover el exceso de óxidos superficiales presentes en los colados, ya que el exceso de fundente podría quedar incluido en la soldadura y debilitar la unión<sup>(54)</sup>.

Se realizó otro estudio para analizar el efecto de la soldadura en la resistencia de unión de la cerámica sobre aleaciones de níquel-cromo previamente soldadas. El resultado de este estudio fue que la resistencia de unión

de la porcelana al metal no es afectada por la presencia de soldaduras por tanto los valores de resistencia de unión entre el metal y la porcelana de las muestras que estaban soldadas y de las muestras que no lo estaban fue la misma. Por otra parte, se comprobó una reducción en el módulo de elasticidad de las muestras soldadas, lo que podría tener como implicación clínica que ocurriesen fracturas de la porcelana cuando la restauración se encuentre bajo cargas funcionales<sup>(56)</sup>.



Gráfico 7. (Arriba) bloque de revestimiento que asegura la relación estable entre las dos superficies a ser soldadas luego de la eliminación de la llave acrílica. (Abajo) El procedimiento de soldadura ha sido efectuado, nótese la unión entre ambas unidades de níquel-cromo.

Previo a la colocación de la porcelana dental la aleación debe ser sometida a un tratamiento térmico denominado

**degasificado.** Este procedimiento se realiza por varios motivos: para liberar tensiones internas provenientes del colado, para eliminar impurezas contenidas en la estructura metálica, para prevenir la formación de burbujas durante la 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<sup>(9)</sup>.

El procedimiento de degasificado consiste en un tratamiento de preoxidación el cual varía según la aleación empleada. La capa de óxido obtenida debe tener un grosor apropiado, de ser muy gruesa podría tener un efecto contraproducente en la unión aleación-porcelana, como es el caso de las aleaciones no nobles que contienen níquel, las cuales se oxidan con tal facilidad que la capa de óxido que ellas poseen en su superficie es tan gruesa que en ocasiones es necesario removerla parcialmente para lograr una resistencia de unión adecuada entre el metal y la porcelana<sup>(6, 9, 10, 46)</sup>. Gráfico 8

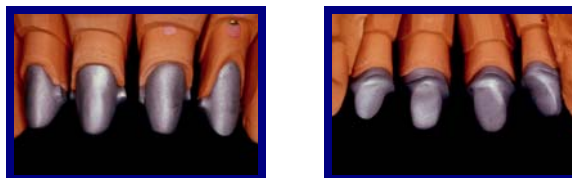


Gráfico 8. Vista vestibular y palatina de cuatro estructuras metálicas luego del procedimiento de degasificado.

El procedimiento térmico de degasificado se realiza mediante el calentamiento de la aleación a aproximadamente 1900 °F y el mantenimiento de esa temperatura durante algunos minutos<sup>(57)</sup>.

Desafortunadamente las temperaturas extremas utilizadas durante el procedimiento de degasificado pueden tener efectos no deseados tales como, la distorsión de la estructura metálica<sup>(57)</sup>.

En dos estudios se evaluó la manera como la temperatura y el tiempo del procedimiento de degasificado influía en la resistencia de unión entre el metal y la porcelana. El resultado en ambos fue que al aumentar el tiempo y la temperatura de degasificado por encima del límite máximo (1800 °F durante 4 minutos) la resistencia de la unión disminuía<sup>(58)</sup> y que dicho procedimiento no afectaba la resistencia de unión entre aleaciones no nobles y la porcelana dental mientras se controlaran las mencionadas variables de tiempo y temperatura<sup>(58, 59)</sup>.

Con respecto a la **capa de óxido**, ya se ha mencionado que de ella depende la unión entre la porcelana dental y la estructura

metálica. En tal sentido, dos estudios realizados por Mackert *et al.*<sup>(60, 61)</sup> evaluaron la capacidad adhesiva de la capa de óxido formada sobre aleaciones de níquel-cromo y la porcelana dental. Encontraron que la capa de óxido formada sobre estas aleaciones presentaba valores de adhesión superiores a lo establecido como límite (29 MPa) para evitar una ruptura en la interfase metal-porcelana.

Estos autores<sup>(60, 61)</sup>, refieren que el establecimiento de la unión entre la porcelana y el metal esta dada por la presencia de la capa de óxido y por la capacidad adhesiva de dichos óxidos al metal. Por otra parte si la capa de óxido posee un espesor insuficiente la porcelana tendría contacto directo con la superficie de la aleación, lo cual implicaría una unión muy pobre.

Baran<sup>(62)</sup> identificó los compuestos que se forman en la superficie de cinco aleaciones de níquel-cromodurante la oxidación producida durante diferentes tratamientos térmicos. Luego que las muestras de aleaciones fueron oxidadas, las capas de óxido formadas se removieron y se analizaron. Durante el procedimiento realizado a bajas temperaturas (650 °C), se

identificaron óxidos de todos los elementos contenidos en la aleación, mientras que en la oxidación a altas temperaturas se encontró predominantemente NiO y Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub> en la superficie de la aleación.

Se identificaron por tanto, los óxidos encontrados en mayor cantidad sobre las superficies de las aleaciones estudiadas lo cual era el objetivo de este estudio, sin embargo, el autor refiere que sería positivo realizar investigaciones que permitieran conocer cual óxido en particular tiene el mayor potencial de contribuir en la unión entre la porcelana y el metal<sup>(62)</sup>. Gráfico 9

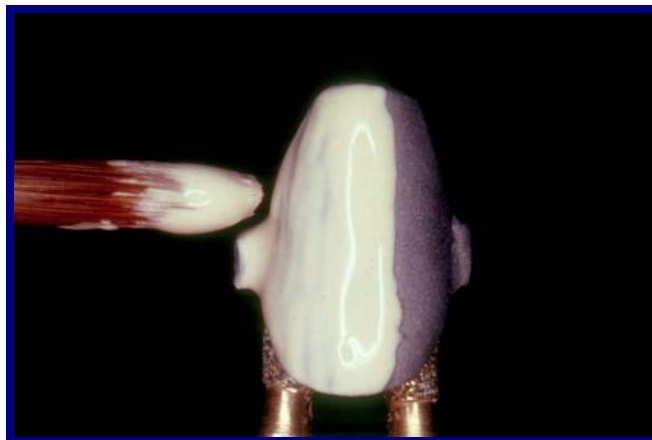


Gráfico 9. Aplicación del opacador sobre una estructura metálica.

Baran<sup>(63)</sup> también evaluó la capa de óxido formada sobre cuatro aleaciones de níquel-cromo bajo dos atmósferas

diferentes (en aire y al vacío). Dentro de sus conclusiones se encuentran; que las cuatro aleaciones investigadas presentaban una capa de óxido compuesta principalmente por níquel y cromo independientemente de la atmósfera empleada y que la oxidación en aire produjo una capa de óxido aproximadamente tres veces más gruesa que la que se produjo al vacío (con una presión de aire de aproximadamente 70 Torr).

Las aleaciones que contienen níquel forman comúnmente una capa de óxidos muy gruesa, la cual debe ser removida antes de la aplicación de la porcelana, en contraste con las aleaciones nobles que forman capas de óxidos delgadas debido a la naturaleza de sus metales <sup>(6, 10, 46)</sup>.

Las aleaciones a base de níquel presentan capas de óxidos grises las cuales son difíciles de opacar y tienden a hacer que la restauración se aprecie con tinte gris y bajo valor. Este color debe ser manejado de manera apropiada para asegurar que no se comprometa el efecto estético de la restauración ceramometálica <sup>(6, 10)</sup>.

Adicional al papel ya mencionado de 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. La fuerza de unión que dicha tensión provee es mucho menos fuerte que la unión físico-química dada por la capa de óxido, pero debe ser mencionada pues también influye en la resistencia de unión entre la estructura metálica y la porcelana dental<sup>(12, 13)</sup>.

De hecho, si bien la aleación y la porcelana dental que se utilicen para una restauración ceramometálica deben tener coeficientes de variación dimensional térmica similares, es imprescindible que la porcelana posea un coeficiente de variación dimensional térmica menor que el del metal, de esta manera, la porcelana va a soportar una ligera compresión residual que incrementará su resistencia de unión con el metal. La aleación se contrae  $0,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  más que la porcelana durante el enfriamiento que se produce luego de los distintos ciclos de cocción de la porcelana<sup>(5)</sup>.

Durante la confección de la restauración ceramometálica se pueden producir **distorsiones en la estructura metálica** de dicha restauración. Esas distorsiones son causadas por las

temperaturas generadas durante el procedimiento de degasificado y durante los diferentes ciclos de cocción que deben realizarse de la porcelana<sup>(64-71)</sup>. Una estructura metálica puede presentar un correcto ajuste y adaptado marginal lo cual puede alterarse luego de los procedimientos de colocación de la porcelana, pues cada ciclo de cocción induce expansión y contracción de la estructura metálica. Aunado a esto, existen evidencias que señalan la presencia de distorsiones en la estructura metálica causadas por la contracción de la porcelana al enfriarse<sup>(14)</sup>.

Buchanan *et al.*<sup>(64)</sup> demostraron que existía una distorsión a nivel del margen de la restauración (márgenes abiertos) de 68  $\mu\text{m}$  luego del procedimiento de degasificado cuando los colados fueron confeccionados a partir de aleaciones no nobles, en contraste, la apertura marginal en los colados de aleaciones nobles fue de 8  $\mu\text{m}$  luego del mismo procedimiento. Esta diferencia entre las aleaciones fue atribuida al hecho que las aleaciones no nobles presentan una gruesa capa de óxidos en su superficie interna producto de los distintos procedimientos térmicos que según reflejan los autores impide el completo asentamiento de la restauración y por tanto ocasiona la apertura

marginal. De hecho, los autores reflejan que en una preparación dentaria que posea 10° de convergencia oclusal, una capa interna de óxidos de 6µm de grosor, provocaría una apertura marginal de 70µm.

Se realizó un estudio para evaluar la distorsión marginal provocada por el procedimiento de degasificado, de la cocción de dos capas de opacador, de la cocción de una capa de porcelana y de la realización del glaseado de dicha porcelana. Los resultados obtenidos con respecto a la apertura marginal de los colados evaluados confeccionados con aleaciones no nobles luego del degasificado fueron menores que los obtenidos por Buchanan *et al.*<sup>(64)</sup> previamente. Adicionalmente, los autores concluyeron que durante el procedimiento de degasificado la distorsión producida en los márgenes de los distintos colados era mayor que la distorsión encontrada luego de los procedimientos de cocción del opacador, de cocción de la porcelana dental y del glaseado de la misma<sup>(65)</sup>.

Gemalmaz *et al.*<sup>(66)</sup> evaluaron la distorsión que se produjo en colados realizados con aleaciones de níquel-cromo luego del procedimiento de degasificado y luego del procedimiento de

glaseado de la porcelana. Dichos autores midieron la distorsión en 3 dimensiones: ajuste interno entre la preparación y el colado y las discrepancias horizontales y verticales del colado sobre la preparación antes y después de los diferentes procedimientos.

Concluyeron que existía distorsión luego de ambos procedimientos. Las discrepancias horizontales fueron mayores luego del degasificado debido a la liberación de tensiones provenientes del metal durante dicho procedimiento. Las discrepancias verticales y el ajuste de la restauración fueron mayores luego de la cocción de la porcelana, lo cual fue atribuido a la contaminación de la superficie interna de la restauración con porcelana y a la reducción de la resiliencia del metal debido a la rigidez de la porcelana<sup>(66)</sup>.

En concordancia con esto, otros autores realizaron una evaluación similar donde se analizó la magnitud de la distorsión marginal ocurrida en el metal luego de la cocción de la porcelana, la recomendación de estos autores es que debe emplearse un método capaz de remover la porcelana de la superficie interna de la restauración para permitir su correcto asentamiento, pues esta causa parece ser la más relevante en cuanto a discrepancia vertical se refiere,

sin embargo, no sugieren ningún método en particular para tal fin<sup>(67)</sup>.

Por otra parte, también se comprobó mediante dos estudios realizados en prótesis fijas confeccionadas con aleaciones de níquel-cromo, que la temperatura es la causa principal de la distorsión que ocurre a nivel marginal y que debido a las distorsiones que ocurren en toda la estructura metálica aumenta la fricción de la restauración ceramometálica, es decir, que la distorsión es multidimensional<sup>(68, 69)</sup>.

El corrimiento es la deformación permanente que experimenta un material al inducir una tensión por debajo de su límite proporcional y mantenerla durante cierto tiempo y a determinada temperatura<sup>(5)</sup>. El corrimiento que puede sufrir una estructura metálica confeccionada con aleaciones de níquel-cromo fue evaluado por otros autores quienes concluyeron que dicha deformación es el resultado de la diferencia existente entre los coeficientes de variación dimensional térmica de la aleación y de la porcelana durante los diferentes ciclos de cocción<sup>(70)</sup>.

Por último, en un estudio se comprobó que la mayor cantidad de distorsión ocurría luego de los procedimientos de degasificado y de glaseado de la porcelana debido a que es durante dichos procedimientos que se generan las mayores temperaturas y luego de ellos el descenso de la temperatura alcanzada se produce de manera abrupta. Por otro lado, estos autores también refieren que en la cocción de las diferentes capas de porcelana la distorsión registrada es considerablemente menor debido a que la temperatura empleada para tal fin es inferior y el enfriamiento de la restauración ceramometálica se realiza en forma gradual<sup>(71)</sup>.

Otro aporte de este estudio fue demostrar que la distorsión ocurrida en la estructura metálica es completamente reversible una vez que se realiza la remoción química de la porcelana, esto es gracias a la recuperación elástica de la aleación<sup>(71)</sup>.

La **resistencia de unión** entre las aleaciones de níquel-cromo y la porcelana dental ha sido ampliamente estudiada, en tal sentido, Bezzon *et al.*<sup>(72)</sup> evaluaron el efecto del berilio en la unión entre la porcelana dental y estructuras metálicas realizadas con aleaciones de níquel-cromo y níquel-cromo-berilio. Demostraron que la aleación de níquel-cromo-berilio que

contenía el menor porcentaje de berilio (0,9%) fue la que tuvo mejores valores de resistencia de unión a la porcelana, incluso al compararlas con la aleación de níquel-cromo que no contenía berilio. Los autores refieren adicionalmente, que aumentar el contenido de berilio en la aleación a un 1% o a un 1,1%, disminuye los valores de resistencia de unión con la porcelana<sup>(72)</sup>. Los resultados de este estudio concuerdan con otros autores que refieren que las aleaciones de níquel-cromo que contienen berilio en su composición presentan mayores valores de resistencia de unión con la porcelana que aquellas aleaciones de níquel-cromo que no lo contienen<sup>(9, 32)</sup>. Gráfico 10



Gráfico 10. Vista vestibular de cuatro estructuras metálicas una vez que se ha culminado la aplicación y cocción de las diferentes capas de opacador.

En contraste, Bezzon *et al.*<sup>(73)</sup> realizaron un estudio para evaluar la aparente ventaja de la utilización de aleaciones de

níquel-cromo que contenían berilio en cuanto a la resistencia de unión entre el metal y la porcelana y en cuanto a la colabilidad de estas aleaciones. Encontraron que no existían diferencias estadísticamente significativas entre las aleaciones que contenían berilio y las que no lo contenían con respecto a los valores de resistencia de unión a la porcelana, sin embargo, demostraron que efectivamente la aleación que contenía berilio era la que presentaba la mejor colabilidad.

Carter *et al.*<sup>(74)</sup> realizaron un estudio para evaluar, previo al procedimiento de degasificado, la influencia de la textura superficial del colado en la unión entre la porcelana y el metal. Para tal fin realizaron 2 tratamientos diferentes en las superficies de los colados, los cuales fueron arenados o lijados. Las conclusiones obtenidas fueron que los colados arenados presentaron los mayores valores de resistencia de unión con la porcelana, sin embargo, todos los colados que recibieron tratamiento superficial mediante cualquiera de ambos métodos, exhibieron una superficie rugosa que presentó mejor unión con la porcelana que los colados donde su superficie no fue arenada ni lijada. Los autores sostienen que esto es debido a que en una superficie rugosa existe mayor cantidad de óxidos por unidad de

superficie, lo que evidentemente representa mayor unión entre el metal y la porcelana.

Algunos metales son empleados como agentes de unión para mejorar la resistencia de unión entre el metal y la porcelana, entre ellos podemos mencionar el estaño, el hierro y el indio. Dichos metales se añaden mediante electrodeposición al colado para permitir que éste se oxide con mayor facilidad y por lo tanto se obtenga una capa de óxidos adecuada para la unión con la porcelana, sin embargo, algunos autores refieren que estos metales únicamente mejoran las características estéticas de la restauración pues proveen un fondo reflector detrás de la porcelana<sup>(5, 12, 74, 75)</sup>.

En tal sentido, se realizó un estudio para comparar la resistencia de unión entre la porcelana y las aleaciones de níquel-cromo utilizando diferentes agentes de unión. Los autores demostraron que los recubrimientos realizados con estaño aumentaban la resistencia de unión entre el metal y la porcelana, mientras que aquellos recubrimientos realizados con cromo no la mejoraban<sup>(75)</sup>.

### 4.3. Consideraciones en el diseño y biomecánica

Al momento de indicar la utilización de una aleación para la confección de restauraciones ceramometálicas, debemos tener en cuenta sus propiedades biológicas, químicas y físicas<sup>(5)</sup>.

Por ejemplo, la densidad determina cuanto pesa un volumen de material dado y por tanto, una restauración pesa tanto más cuanto mayor es la densidad de la aleación empleada para su confección, por ello, se debe evaluar la longitud de la brecha edéntula y la condición de los dientes pilares pues como se explico anteriormente, si la restauración es pequeña, ese mayor peso pasará inadvertido por el paciente pero, en una prótesis de gran tamaño, es conveniente considerar esta propiedad y orientar la selección hacia aleaciones de menor densidad que serán mejor toleradas<sup>(4, 5)</sup>.

Debido a su alto módulo elástico, las aleaciones de níquel-cromo pueden ser empleadas en áreas edéntulas extensas ya que experimentarían menos flexión que las aleaciones nobles<sup>(9)</sup>.

Con respecto al **diseño** de la preparación, se realizó un estudio para evaluar la relación existente entre la distorsión encontrada en la estructura metálica y el diseño

de la preparación, específicamente, el diseño de la línea de terminación<sup>(67)</sup>.

En dicho estudio los autores evaluaron la magnitud de la distorsión marginal de la estructura metálica que ocurría con los distintos ciclos de cocción de la porcelana y relacionaron dicha distorsión con el diseño de la terminación de la preparación y con el ángulo de convergencia de dicha preparación. Concluyeron que la preparación de la línea de terminación en hombro u hombro biselado, presentó menor distorsión marginal que la terminación en chaflán y que la realización del bisel en la terminación en hombro no redujo significativamente la distorsión al compararlo con la preparación en hombro sin bisel<sup>(67)</sup>.

Otra conclusión relevante de este estudio consistió en conocer que el grado de convergencia de las paredes de la preparación también tiene influencia en la magnitud de la distorsión marginal. El resultado en torno a esta variable fue que cuando las paredes de la preparación tuvieron un ángulo de convergencia de 8° la distorsión marginal fue tres veces menor que cuando el ángulo de convergencia fue 3°; los autores sugieren que realizar la preparación con un ángulo de convergencia de 6° es considerado como óptimo<sup>(67)</sup>.

Entre las ventajas en el diseño de la preparación con el uso de aleaciones de níquel-cromo para la confección de restauraciones ceramometálicas, se encuentra el hecho de que no es necesario realizar tanto desgaste de la estructura dentaria pues debido a sus propiedades mecánicas, estas aleaciones pueden ser utilizadas en pequeños espesores sin afectar la resistencia de la restauración<sup>(19, 32)</sup>. Por otra parte los conectores de las prótesis fijas realizadas con aleaciones de níquel-cromo pueden tener menores dimensiones que si fuesen confeccionadas con aleaciones nobles. Un conector confeccionado con aleación de níquel-cromo puede medir de 1 a 2 mm<sup>2</sup>, mientras que confeccionado a partir de aleaciones nobles debe medir como mínimo de 3 a 4 mm<sup>2(9, 12, 19)</sup>.

## **5. LONGEVIDAD DE LAS RESTAURACIONES CERAMOMETÁLICAS CONFECCIONADAS CON ALEACIONES DE NÍQUEL-CROMO**

Entre los factores que determinan la longevidad de una prótesis fija ceramometálica se encuentran: ausencia de caries y de patologías pulpares en los dientes pilares, salud de los tejidos periodontales, estabilidad oclusal, ausencia de fallas en la porcelana (fracturas, pérdida de las características estéticas), ausencia de defectos marginales,

ausencia de pigmentación y corrosión, ausencia de descementación<sup>(7, 35, 76, 78-83)</sup>.

Moffa *et al.*<sup>(35)</sup> realizaron un estudio para evaluar el comportamiento clínico durante 5 años de prótesis fijas ceramometálicas confeccionadas con dos aleaciones no nobles (níquel-cromo y níquel-cromo-berilio) y con una aleación noble. Los pacientes seleccionados para la realización de este estudio fueron hombres y mujeres de edades comprendidas entre 18 y 60 años. Las variables evaluadas en este estudio como parte del comportamiento clínico de las restauraciones fueron: integridad de la porcelana, características estéticas de la porcelana, presencia de corrosión y pigmentación, sensibilidad térmica, adaptación marginal y condición periodontal.

Las preparaciones dentarias fueron realizadas por el mismo operador, posteriormente se obtuvieron los diferentes modelos de trabajo y se llevaron a cabo los procedimientos de laboratorio respectivos, todo esto fue realizado bajo las mismas condiciones para las 341 unidades evaluadas<sup>(35)</sup>.

Una vez que los colados se obtuvieron fueron evaluados y los autores encontraron que la aleación de níquel-cromo que no

contenía berilio requería de una mayor temperatura para ser fundida hasta obtener la fluidez adecuada, de lo contrario, se obtenían colados con márgenes incompletos. En consecuencia, una vez que emplearon una mayor temperatura para fundir este sistema de aleación, obtuvieron colados completos, sin porosidades pero con mayor rugosidad superficial lo que a su vez significó la necesidad de emplear un mayor tiempo en el acabado del colado<sup>(35)</sup>.

Las restauraciones fueron cementadas con cemento provisional y se removieron a los 3 meses para la evaluación prevista, posteriormente se removieron 1 vez al año hasta culminar el período de tiempo considerado en este estudio. Para realizar la evaluación del comportamiento clínico de las restauraciones ceramometálicas contaron con dos especialistas en prostodoncia, quienes desconocían con cual sistema de aleación se habían confeccionado las diferentes restauraciones. Los especialistas evaluaron las restauraciones y los datos se analizaban luego que ambos estaban totalmente de acuerdo en la evaluación efectuada<sup>(35)</sup>.

En este estudio no se encontraron diferencias significativas entre el comportamiento clínico de las prótesis confeccionadas

con aleaciones de níquel-cromo que contenían berilio y aquellas confeccionadas con la aleación noble empleada como grupo control, sin embargo, las prótesis confeccionadas con la aleación no noble que no contenía berilio mostraron la mayor incidencia de fallas en la unión entre la porcelana y el metal, esto tiene relación con el módulo elástico de esta aleación, el cual es menor que el de la aleación que contenía berilio, por lo tanto, tiene mayor probabilidad de deformarse permanentemente cuando la restauración se encuentra bajo aplicación de cargas oclusales y al deformarse se puede producir la fractura de la porcelana, es pertinente destacar que dichas fallas ocurrieron en las prótesis fijas ceramometálicas de 4 o más unidades. Los autores sugieren el empleo de este sistema de aleación en restauraciones ceramometálicas individuales o en brechas edéntulas cortas<sup>(35)</sup>.

Con respecto a la presencia de pigmentación y corrosión, los resultados fueron similares, es decir, no hubo diferencias significativas entre la aleación noble y la aleación no noble que contenía berilio, mientras que la aleación no noble que no

contenía berilio tuvo la mayor incidencia de pigmentación, corrosión e inflamación gingival de los tejidos que rodeaban la restauración<sup>(35)</sup>.

Con respecto a la adaptación marginal, no se observó diferencias significativas entre las tres aleaciones evaluadas en este estudio a lo largo de cinco años, los autores refieren que esto es debido a que pueden obtenerse colados con adecuado ajuste y exactitud marginal siempre que se empleen los procedimientos de laboratorio específicos para cada sistema de aleación<sup>(35)</sup>.

Los autores sugieren la realización de modificaciones en los distintos procedimientos de laboratorio cuando la restauración se confeccione a partir de aleaciones no nobles, ellos sostienen que de esta manera se obtendrán colados con adecuado ajuste y exactitud marginal. Entre los procedimientos de laboratorio que deben ser modificados cuando se emplean aleaciones no nobles se encuentran la utilización de reservorios y respiraderos, el empleo de un material de revestimiento que permita la expansión requerida por este sistema de aleación, una temperatura de fusión que asegure la correcta fluidez de la

aleación y una fuerza centrífuga adecuada a la densidad de este tipo de aleaciones<sup>(35)</sup>.

Townsend *et al.*<sup>(81)</sup> realizaron un estudio para evaluar el comportamiento clínico de restauraciones confeccionadas con una aleación de níquel-cromo a lo largo de un año. Para tal fin, se realizaron 37 restauraciones, 15 en aleación noble y 22 en aleación no noble (níquel-cromo). Las variables evaluadas en el comportamiento clínico de estas restauraciones fueron: pigmentación, resistencia a la abrasión, irritación gingival y sensibilidad dentaria.

Los resultados obtenidos por dichos autores se resumen en que no existió diferencias significativas en ninguno de los parámetros evaluados entre las restauraciones confeccionadas aleación noble y aquellas confeccionadas con la aleación de níquel-cromo<sup>(81)</sup>.

Sin embargo, los autores refieren que existe necesidad de realizar modificaciones en las recomendaciones de los fabricantes con respecto a la técnica de revestimiento para obtener colados con adecuado ajuste y exactitud marginal a partir de aleaciones de níquel-cromo<sup>(81)</sup>. Dicha sugerencia esta

en concordancia con lo reflejado por otros autores<sup>(6, 13, 14, 35, 51, 52, 53, 84)</sup> en sus respectivas publicaciones, los cuales sugieren el empleo de una técnica específica de revestimiento al utilizar aleaciones de níquel-cromo para obtener la expansión adecuada de la cámara de colado que a su vez permitirá compensar la contracción de solidificación que sufren este tipo de aleaciones, es decir, no se obtendrán colados adecuados de níquel-cromo empleando las mismas técnicas de laboratorio que se utilizan para aleaciones nobles. Las aleaciones de níquel-cromo poseen propiedades físicas diferentes a las propiedades físicas de las aleaciones nobles, por lo tanto, no pueden ser trabajadas bajo los mismos parámetros.

Mjör y Christensen<sup>(83)</sup> realizaron un estudio retrospectivo donde evaluaron 915 unidades de prótesis fijas en 335 pacientes. Aproximadamente 400 de dichas restauraciones fueron confeccionadas con aleaciones de níquel-cromo. Entre los parámetros evaluados en este estudio se encuentran: pigmentación, signos de corrosión, formas y contornos anatómicos, salud de los tejidos periodontales, adaptado marginal y presencia de caries.

Al realizar el análisis de los resultados obtenidos por estos autores se demuestra que en las prótesis fijas confeccionadas con níquel-cromo un 100% presentó características anatómicas satisfactorias de forma y contornos, un 99% presentó un adecuado sellado marginal, un 78% presentó condiciones periodontales saludables, sólo una restauración presentó signos de corrosión y pigmentación y se diagnosticaron seis lesiones de caries en los dientes pilares de esas 395 unidades de prótesis fija<sup>(83)</sup>.

Por otra parte, de las 520 unidades de prótesis fija realizadas con aleaciones nobles un 98% presentó características anatómicas satisfactorias de forma y contornos, un 95% presentó un adecuado sellado marginal, un 65% presentó condiciones periodontales saludables, tres restauraciones presentaron signos de corrosión y pigmentación y se diagnosticaron siete lesiones de caries en los dientes pilares evaluados<sup>(83)</sup>.

Los autores refieren que en base a los resultados de este estudio, las aleaciones de níquel-cromo pueden ser utilizadas en restauraciones ceramometálicas y obtener a partir de ellas un comportamiento clínico similar al de las restauraciones

confeccionadas con aleaciones nobles. Adicionalmente señalan que dichas aleaciones presentan adecuada resistencia a la corrosión y a la pigmentación y por lo tanto, las probabilidades de producir reacciones adversas sobre los tejidos bucales son muy pocas<sup>(83)</sup>.

### III. DISCUSIÓN

Como parte integral de las restauraciones ceramometálicas, se encuentran las aleaciones con las cuales se confecciona la estructura metálica que brindará soporte a la porcelana dental. Dicha estructura puede ser confeccionada a partir de varios sistemas de aleación, bien sea aleaciones nobles o aleaciones no nobles.

Dentro de las aleaciones no nobles se encuentra las aleaciones de níquel-cromo, las cuales constituyen el sistema de aleación no noble más empleado en cuanto a la confección de restauraciones ceramometálicas se refiere<sup>(5)</sup>.

Por ello, se han realizado numerosas investigaciones para evaluar las propiedades y los resultados clínicos que se obtienen con el empleo de este sistema de aleación.

Las aleaciones de níquel-cromo poseen un rango de fusión superior al de las aleaciones nobles y por lo tanto presentan mayor contracción de solidificación, sin embargo, dicha contracción se puede compensar a través de una correcta

expansión de la cámara de colado y de esta manera obtener colados con adecuado ajuste y exactitud marginal<sup>(1-5, 12)</sup>.

Por otra parte, son menos densas que las aleaciones nobles, por lo cual, las rehabilitaciones protésicas en brechas largas realizadas con este sistema de aleación son mejor toleradas por el paciente y por los dientes pilares<sup>(1-6, 12, 67)</sup>.

Con respecto a sus propiedades mecánicas, las aleaciones de níquel-cromo son mucho más rígidas que las aleaciones nobles, esto les confiere ciertas ventajas en cuanto a las dimensiones que deben poseer las estructuras metálicas confeccionadas a partir de ellas, es decir, pueden ser trabajadas en menores espesores y el desgaste dentario necesario para dar cabida a los materiales de restauración (metal y porcelana) es menor<sup>(1-5, 12, 13, 14)</sup>.

Aunado a esto, las aleaciones de níquel-cromo presentan adecuados valores de resistencia a la cedencia, resistencia traccional final y porcentaje de elongación para su empleo en restauraciones ceramometálicas<sup>(5)</sup>.

La alta resistencia a la corrosión que presentan las aleaciones de níquel-cromo utilizadas en restauraciones ceramometálicas les permite su indicación y uso en la cavidad bucal, pues si bien es cierto que existe liberación de elementos metálicos contenidos dentro de este tipo de aleación, no menos cierto es que aun no se ha demostrado ninguna correlación entre la presencia de aleaciones de níquel-cromo en la cavidad bucal y reacciones toxicológicas o inmunológicas<sup>(12, 16, 29, 30, 31, 36, 41)</sup>.

En cuanto a las consideraciones técnicas que se deben tener cuando se utilizan este tipo de aleaciones, es bien conocido, que su colabilidad es más compleja que si se les compara con las aleaciones nobles, sin embargo, si las técnicas de revestido y colado son las apropiadas para este sistema de aleación, se pueden obtener colados tan precisos como a partir de aleaciones nobles<sup>(9, 45, 46, 47)</sup>.

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<sup>(5, 6, 10, 12, 13, 46, 60, 61)</sup>.

La evidencia clínica del comportamiento de este tipo de aleaciones como parte integral de una restauración ceramometálica demuestra que, si se consideran de manera precisa las diferencias existentes con respecto a las propiedades y a la confección de este tipo de aleación, no existen diferencias significativas entre la longevidad de una prótesis fija confeccionada con aleaciones de níquel-cromo y una prótesis fija confeccionada con aleaciones nobles<sup>(35, 81)</sup>.

## IV. CONCLUSIONES

1. Las aleaciones de níquel-cromo poseen propiedades físicas adecuadas por lo cual se pueden emplear exitosamente en restauraciones ceramometálicas.

2. Las aleaciones de níquel-cromo son biocompatibles, sin embargo, existen personas sensibles a algunos de los elementos que constituyen este tipo de aleaciones, por lo tanto, se debe realizar una correcta historia clínica para descartar cualquier riesgo en pacientes con antecedentes de alergia a estos elementos.

3. Existe cierta liberación de elementos metálicos a partir de las aleaciones de níquel-cromo, dicha liberación ha sido estudiada y evaluada bajo condiciones *in vitro* e *in vivo*. La cantidad de elementos liberados no se relaciona con ningún tipo de respuesta inmunológica por parte del paciente ni compromete la integridad de la restauración ceramometálica.

4. La colabilidad de las aleaciones de níquel-cromo es más compleja que la de las aleaciones nobles debido a su elevada

temperatura de fusión y a su baja densidad, se debe emplear por lo tanto, una adecuada fuerza centrífuga, respiraderos y reservorios para la obtención de colados completos y lograrse la fluidez apropiada dentro del rango de fusión establecido.

5. Las aleaciones de níquel-cromo utilizadas en restauraciones ceramometálicas pueden ser reutilizadas sin alterar sus propiedades físicas, biológicas y químicas; siempre y cuando se mantenga una proporción entre la aleación reutilizada y la aleación nueva de 50:50.

6. El ajuste y la exactitud marginal de colados realizados a partir de aleaciones de níquel-cromo depende de la realización correcta de la técnica de revestido, ya que estas aleaciones poseen alta contracción de solidificación que debe ser compensada durante el procedimiento de revestido.

7. El procedimiento de soldadura entre dos colados confeccionados con aleaciones de níquel-cromo es técnico-sensible, por lo tanto, el técnico protésico debe manejar con precisión las temperaturas a las cuales debe realizar el procedimiento para evitar una sobreoxidación de las partes a unir.

8. El mecanismo de unión entre la porcelana y el metal se produce mediante 2 procesos, una unión físicoquímica dada gracias a la capa de óxidos de la estructura metálica y una unión mecánica producida por la tensión compresiva que ejerce la porcelana sobre el metal al enfriarse. 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.

9. Las estructuras metálicas confeccionadas con este sistema de aleación se pueden distorsionar durante el procedimiento de degasificado o durante los distintos ciclos de cocción necesarios en la colocación de la porcelana. Dichas distorsiones sólo pueden ser evitadas controlando las variables de tiempo y temperatura apropiadas para estos procedimientos.

10. Las aleaciones de níquel-cromo pueden ser utilizadas en brechas edéntulas largas de manera ventajosa sobre las aleaciones nobles, debido a su baja densidad y a su alto módulo elástico. El desgaste dentario puede ser menor cuando se emplea este sistema de aleación gracias a sus excelentes propiedades físicas, por otra parte, los conectores en las

prótesis fijas pueden ser diseñados en menores dimensiones sin afectar la resistencia de la restauración ceramometálica.

11. La adición de un pequeño porcentaje de berilio a las aleaciones de níquel-cromo disminuyen su temperatura de fusión, favorecen su colabilidad, incrementan su módulo elástico y mejoran los valores de resistencia de unión con la porcelana, sin embargo, disminuyen su resistencia a la corrosión.

12. Las restauraciones ceramometálicas confeccionadas con aleaciones de níquel-cromo presentan un buen comportamiento clínico que permite que la restauración sea longeva. Sus propiedades le confieren longevidad en cuanto a exactitud marginal, resistencia a la pigmentación y a la corrosión, resistencia de unión con la porcelana, y salud de los tejidos periodontales circundantes a la restauración.

## V. REFERENCIAS

1. Phillips R. La ciencia de los materiales dentales De Skinner. Novena edición. México: Interamericana MacGraw-Hill, 1993.
2. Anusavice K. Phillips ciencia de los materiales dentales. Décima primera edición. Madrid: Editorial Elsevier, 2004.
3. Craig R. Materiales dentales restauradores. Séptima edición. Buenos Aires: Editorial Mundi, 1988.
4. Macchi R. Materiales dentales. Tercera edición. Buenos Aires: Editorial Medica Panamericana, 2000.
5. Craig R. Materiales de odontología restauradora. Décima edición. Madrid: Harcourt Brace, 1998.
6. Wataha J, Messer R. Casting alloys. The Dental Clinics of North America. 2004; 48: 499-512.
7. Fan P. Classification system for cast alloys. Journal American Dental Association. 1984; 109: 766.
8. McCabe J. Applied Dental Materials. Séptima edition. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1990.
9. Baran G. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. The Dental Clinics of North America. 1985; 29(4): 779-787.
10. Wataha J. Alloys for prosthodontic restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2002; 87(4): 351-363.
11. Oruc S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and base metal alloy metal-ceramic crown. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2000; 83(3): 314-318.
12. Kelly J, Rose T. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: A literature review. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1983; 49(3): 363-370.
13. Weiss P. Nuevos parámetros de diseño: utilización de las propiedades de las superaleaciones de níquel y cromo.

Clínicas Odontológicas de Norteamérica. Octubre 1977; 769-785.

14. Preston J, Berger R. Algunas variables de laboratorio que afectan las aleaciones ceramometálicas. Clínicas Odontológicas de Norteamérica. Octubre 1977; 717-727.
15. Huget E, Dvivedi N, Cosner H. Properties of two nickel-chromium crown-and-bridge alloys for porcelain veneering. Journal American Dental Association. 1997; 94: 87-90.
16. Alternatives to gold alloys in dentistry. Conference proceeding U.S Dept of Health, Educ and welfare. Maryland: Public Health Service, National Institutes of Health, 1977.
17. Bezzon O, Barros C, Rollo J, Di Lorenzo P. Pilot study of the relationship between the hardness and abrasion resistance of two base metal alloys used for metal-ceramic restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2001; 85(2): 190-194.
18. Winkler S, Morris H, Monteiro J. Changes in mechanical properties and microstructure following heat treatment of a nickel-chromium base alloy. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1984; 52(6): 821-827.
19. Moffa J, Lugassy A, Guckes A, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Par I. Physical properties. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1973; 30(4): 424-431.
20. Baran G. The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1983; 50(5): 639-650.
21. Tai Y, De Long R, Goodkind R, Douglas W. Leaching of nickel, chromium, and beryllium ions from base metal alloy in an artificial oral environment. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1992; 68: 692-697.
22. Benatti O, Miranda W, Muench A. In vitro and in vivo corrosion evaluation of nickel-chromium and copper-aluminum based alloys. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2000; 84(3): 360-363.

23. Herø H, Valderhaug H, Jørgensen R. Corrosion in vivo of a commercial NiCrBe alloy. *Dental Materials*. 1987; 3: 125-130.
24. Geis-Gerstorfer J, Pässler K. Studies on influence of be content on the corrosion behavior and mechanical properties of Ni-25Cr-10Mo alloys. *Dental Materials*. 1993; 9: 177-181.
25. Johansson B, Lemons J, Hao S. Corrosion of dental copper, nickel, and gold alloys in artificial saliva and saline solutions. *Dental Materials*. 1989; 5: 324-328.
26. Geis-Gerstorfer J, Weber H. In vitro corrosion behavior of four Ni-Cr dental alloys in lactic acid and sodium chloride solutions. *Dental Materials*. 1987; 3: 289-295.
27. Geis-Gerstorfer J, Sauer K, Pässler K. Ion release from Ni-Cr-Mo casting alloys. *The International Journal of Prosthodontics*. 1991; 4(2): 152-158.
28. Bumgardner J, Lucas L. Surface analysis of nickel-chromium dental alloys. *Dental Materials*. 1993; 9: 252-259.
29. Moffa J. Biological effects of nickel-containing dental alloys. *Journal American Dental Association*. 1982; 104: 501-505.
30. Pierce L, Goodkind R. A status report of possible risks of base metal alloys and their components. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989; 62: 234-237.
31. Anusavice K. Report on base metal alloys for crown and bridge applications: benefits and risks. *Journal American Dental Association*. 1985; 111: 479-483.
32. Leinfelder K. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *Journal American Dental Association*. 1997; 128: 37-45.
33. Morris H. Veterans administration cooperative studies proyect N°. 147. Part IV: Biocompatibility of base metal alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1987; 58(1): 1-5.
34. Covington J, McBride M, Slagle W, Disney A. Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985; 54(1): 127-136.

35. Moffa J, Jenkins W, Ellison J, Hamilton J. A clinical evaluation of two base metal alloys and a gold alloy for use in fixed prosthodontics: A five year study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1984; 52(4):491-500.
36. Moffa J, Guckes A, Okawa M, Lilly G. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1973; 30(4): 432-441.
37. Wataha J, Lockwood P, Khajotia S, Turner R. Effect of pH on element release from dental casting alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998; 80(6): 691-698.
38. Wataha J, Lockwood P, Noda M, Nelson S, Mettenburg D. Effect of toothbrushing on the toxicity of casting alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002; 87(1): 94-98.
39. Wataha J, Nelson S, Lockwood P. Elemental release from dental casting alloys into biological media with and without protein. *Dental Materials*. 2001; 17: 409-414.
40. Bumgardner J, Lucas L. Cellular response to metallic ions released from nickel-chromium dental alloys. *Journal of Dental Research*. 1995; 74(8): 1521-1527.
41. Al-Hiyasat A, Bashabsheh O, Darmani H. An investigation of the cytotoxic effects of dental casting alloys. *The International Journal of Prosthodontics*. 2003; 16(1): 8-12.
42. Woody R, Huget E, Horton J. Apparent cytotoxicity of metal casting alloys. *Journal of Dental Research*. 1977; 56(7): 739-743.
43. Al-Hiyasat A, Darmani H, Bashabsheh O. Cytotoxicity of dental casting alloys after conditioning in distilled water. *The International Journal of Prosthodontics*. 2003; 16(6): 597-601.
44. Piliero S, Carson S, LiCalzi M, Pentel L, Piliero J, Kaufman E, Willigan D. Biocompatibility evaluation of casting alloys in hamsters. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1979; 41(2): 220-223.

45. Vincent P, Stevens L, Basford K. A comparison of the casting ability of precious and nonprecious alloys for porcelain veneering. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1977; 37(5): 527-536.
46. Presswood R, Skjonsby H, Hopkins G, Presswood T, Pendleton M. A base metal alloy for ceramo-metal restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1980; 44(6): 624-629.
47. Wight T, Grisius R, Gaugler R. Evaluation of three variables affecting the casting of base metal alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1980; 43(4): 415-418.
48. Nelson D, Palik J, Morris H, Comella M. Recasting a nickel-chromium alloy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986; 55(1): 122-127.
49. Al-Hiyasat A, Darmani H. The effects of recasting on the cytotoxicity of base metal alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005; 93(2): 158-163.
50. Tjan A, Li T, Logan G, Baum L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991; 66(2): 157-164.
51. Duncan J. The casting accuracy of nickel-chromium alloys for fixed prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1982; 47(1): 63-68.
52. Vermilyea S, Kuffler M, Tamura J. Casting accuracy of base metal alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1983; 50(5): 651-653.
53. Bell A, Kurzeja R, Gamberg M. Ceramometal and bridges. Focus on failures. *Dental Clinics of North America*. 1985; 29(4): 763-778.
54. Sobieralski J, Vrukl C, Smith N. Tensile strengths and microscopic analysis of nickel-chromium base metal postceramic solder joints. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1987; 58(1): 35-42

55. Kriebel R, Moore B, Goodacre C, Dykema R. A comparison of the strength of base metal and gold solder joints. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1984; 51(1): 60-66
56. Nikellis I, Levi A, Zinelis S. Effect of soldering on the metal-ceramic bond strength of an Ni-Cr base alloy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005; 94(5):435-439.
57. Bryant R, Nicholls J. Measurement of distortions in fixed partial dentures resulting from degassing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1979; 42(5): 515-520.
58. Wight T, Bauman J, Pelleu G. An evaluation of four variables affecting the bond strength of porcelain to nonprecious alloy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1977; 37(5): 570-577.
59. Wu Y, Moser J, Jameson L, Malone W. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991; 66(4): 439-444.
60. Mackert J, Parry E, Hashinger D, Fairhurst C. Measurement of oxide adherence to PFM alloys. *Journal of Dental Research*. 1984; 63(11): 1335-1340.
61. Mackert J, Ringle R, Parry E, Evans A, Fairhurst C. The relationship between oxide adherence and porcelain-metal bonding. *Journal of Dental Research*. 1988; 67(2): 474-478.
62. Baran G. Oxide compounds on Ni-Cr alloys. *Journal of Dental Research*. 1984; 63(11): 1332-1334.
63. Baran G. Auger chemical analysis of oxides on Ni-Cr alloys. *Journal of Dental Research*. 1984; 63(1): 76-80.
64. Buchanan W, Svare C, Turner K. The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1981; 45(5): 502-506.
65. Dederich D, Svare W, Peterson L, Turner K. The effect of repeated firings on the margins of nonprecious ceramometal. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1984; 51(5): 628-630.

66. Gemalmaz D, Berksun S, Alkumru H, Kasapoglu C. Thermal cycling distortion of porcelain fused to metal fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998; 80(6): 654-660.
67. Faucher R, Nicholls J. Distortion related to margin desing in porcelain-fused-to-metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1980; 43(2): 149-155.
68. Gemalmaz D, Berksun S, Kasapoğlu C, Alkumru H. Distortion of metal-ceramic fixed partial dentures resulting from metal-conditionig firing. *Quintessence International*. 1996; 27(3)193-201.
69. Rensburg F, Strating H. Evaluation of de marginal integrity of ceramometal restorations: Part II. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1984; 52(2): 210-214.
70. Anusavice K, Shen C, Hashinger D, Twiggs W. Interactive effect of stress and temperature on creep of PFM alloys. *Journal of Dental Research*. 1985; 64(8): 1094-1099.
71. Bridger D, Ncholls J. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1981; 45(5): 507-514.
72. Bezzon O, Mattos M, Ribeiro R, Rollo J. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998; 80(5): 570-574.
73. Bezzon O, Ribeiro R, Rollo J, Crosara S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(3): 299-304.
74. Carter J, Al-Mudafar J, Sorensen S. Adherente of a níkel-chromium alloy and porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1979; 41(2): 167-172.
75. Inoue K, Murakami T, Terada Y. The bond strength of porcelain to Ni-Cr alloy-the influence of tin or chromium plating. *The International Journal of Prosthodontics*. 1992; 5(3): 262-268.

76. Näpänkangas R, Kempri S, Raustia A. Longevity of fixed metal ceramic bridge protheses: a clinical follow-up study. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2002; 29: 140-145.
77. Hochman N, Yaffe A, Ehrlich J. Spilnting: A retrospective 17-year follow-up study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992; 67(5): 600-602.
78. Marynuik G. In search of treatment longevity-a 30-year perspective. *Journal American Dental Association*. 1984; 109: 739-744.
79. Walton J, Gardner F, Agar J. A survey of crown and fixed partial denture failures: Length of service and reasons for replacement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986; 56(4):416-421.
80. Fayyad M, Al-raffe M. Failure of dental bridges: III – Effect of some technical factors. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1996; 23: 675-678.
81. Townsend L, Griswold W, Vermilyea S. Preliminary observations on clinical use of a base metal casting alloy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1984; 52(3): 370-374.
82. Schwartz N, Whitssett L, Berry T, Stewart J. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. *Journal American Dental Association*. 1970; 81: 1395-1401.
83. Mjör I, Christensen G. Assessment of local side effects of casting alloys. *Quintessence International*. 1993; 24(5): 343-351.
84. Morris H. Veterans administration cooperative studies project N° 147. Part IX: A comparison of the mechanical properties of several alternative metal ceramic alloys cast in clinical and research laboratories. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989; 62: 146-153.

