

**UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA**

**EFEECTO DE LA UTILIZACIÓN DE ALEACIONES DE METALES
NOBLES Y NO NOBLES EN LA FORMACIÓN DE CORRIENTES
GALVÁNICAS EN RESTAURACIONES IMPLANTOSOPORTADAS.**

Trabajo Especial de Grado presentado
ante la ilustre Universidad Central de
Venezuela por el Odontólogo Claudio
Bramanti Ostilla, para optar al Título
de Especialista en Prosthodontia.

Caracas, Mayo de 2007

**UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA**

**EFFECTO DE LA UTILIZACIÓN DE ALEACIONES DE METALES
NOBLES Y NO NOBLES EN LA FORMACIÓN DE CORRIENTES
GALVÁNICAS EN RESTAURACIONES IMPLANTOSOPORTADAS.**

Autor: Od. Claudio Bramanti Ostilla

Tutor: Od. Alfonso Maldonado, M.S.D

Caracas, Mayo de 2007

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

(Coordinador) Nombre y Apellido
C.I.

FIRMA

Nombre y Apellido
C.I.

FIRMA

Nombre y Apellido
C.I.

FIRMA

Observaciones: _____

Caracas, Mayo de 2007

DEDICATORIA

A mis padres, hermanos y a Mónica.

AGRADECIMIENTOS

A mi tutor, el Prof. Alfonso Maldonado. Od., M.S.D por su ejemplo de profesionalismo, constancia y dedicación.

A todos los profesores del Postgrado de Prostodoncia por sus invaluable enseñanzas y que de una manera u otra contribuyeron en mi formación como profesional.

A mis amigos y compañeros de estudios, Airam Suarez, Valentina Trujillo, Ambar Pagani, Alba Dugarte, Carolina Rasquin, Irene Peraza y Carlos Bello, quienes estuvieron presentes cuando los necesité.

Al Coordinador del Postgrado de Prostodoncia, Dr. Ramiro Bastidas, por su apoyo incondicional durante el curso de postgrado.

LISTA DE CONTENIDO

DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTOS	v
LISTA DE CONTENIDO	vi
LISTA DE TABLAS	viii
LISTA DE FIGURAS	x
RESUMEN	xi
I. INTRODUCCIÓN	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA	3
1. METAL	3
1.1. Aleaciones	8
1.2. Clasificación de las aleaciones dentales para colado	12
2. CORROSIÓN ELECTROQUÍMICA	29
3. IMPORTANCIA CLÍNICA DE LAS CORRIENTES GALVANICAS EN LA ODONTOLOGÍA	36
4. IMPORTANCIA CLÍNICA DE LAS CORRIENTES GALVANICAS EN IMPLANTOLOGÍA	52
III. CONCLUSIONES	72

IV. GLOSARIO DE TERMINOS	74
V. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	80

LISTA DE TABLAS

TABLA 1:	Tabla Periódica de los elementos	4
TABLA 2:	Clasificación de las aleaciones de la American Dental Association (1984)	12
TABLA 3:	Requisitos de las propiedades mecánicas para aleaciones dentales para colado según las especificaciones N° 5 de ANSI/ADA	13
TABLA 4:	Requisitos de las propiedades mecánicas para aleaciones de oro sugeridos en el borrador de la norma ISO 1562 (2002)	14
TABLA 5:	Clasificación de las aleaciones para prótesis y prótesis parciales totalmente metálicas y metal cerámicas.	16
TABLA 6:	Composiciones aproximadas y propiedades de algunas aleaciones de Metal no Noble.	17
TABLA 7:	Aleaciones típicas de materiales no nobles para prótesis metal-cerámica	21
TABLA 8:	Propiedades físicas y mecánicas de las aleaciones de metales no nobles y de una aleación oro para prótesis metal-cerámica	21
TABLA 9:	Composiciones aproximadas y propiedades de algunas aleaciones nobles	28

TABLA 10: Serie Fuerza Electromotriz	35
TABLA 11: Análisis cuantitativo de la composición de cada aleación (% en peso)	46
TABLA 12: Diferencias de potencial eléctrico entre una aleación de Ag-Cu y otras aleaciones para restauración de prótesis fijas sumergidas en una solución electrolítica de ácido sulfúrico diluido.	55
TABLA 13: Análisis cualitativo de las aleaciones y hueso residual después de la detección de lesiones por corrosión en superficies internas de las coronas	60
TABLA 14: Contenido de iones metálicos del hueso residual en comparación con el contenido de iones metálicos de hueso normal del maxilar inferior	60
TABLA 15: Composición química del implante de Ti cp y cinco aleaciones estudiadas	62
TABLA 16: Composición de las aleaciones	66

LISTA DE FIGURAS

FUGURA 1:	Polarización local del cátodo mediante una película de hidrógeno.	32
FUGURA 2:	Celda Electroquímica que simula el comportamiento de la amalgama y una restauración de Au.	39
FUGURA 3:	Posible recorrido de la Corriente Galvánica dentro de la boca	40
FUGURA 4:	Figura esquemática de una restauración metálica única	42
FUGURA 5:	Bomba Peristáltica y recipientes plásticos de corrosión.	47
FUGURA 6:	Posible flujo de corrientes galvanicas	56
FUGURA 7:	Radiografías que muestran el curso del proceso de oseointegración de un implante en el paciente N° 6: A. Inmediatamente después de la colocación del implante. B. al momento de la cirugía de 2da. Fase. C. después del fracaso, inmediatamente antes de ser removido.	61
FUGURA 8:	Figura esquemática de celda galvánica.	65

RESUMEN

La saliva como medio electrolítico produce una corriente eléctrica, la cual aumenta su potencial a medida que restauraciones de aleaciones metálicas reemplazan a parte o a la totalidad de la estructura dentaria. En el caso de los implantes el reemplazo es total, la parte radicular y la corona son sustituidas. La primera, generalmente pero no siempre, con una aleación de Ti-Al, Va; la segunda, con aleaciones que pueden ser de carácter noble o no noble. Lo anterior suscita interrogantes como: ¿Cuál es la variación de potencial eléctrico?, ¿Cómo afecta a la histología del hueso alrededor del implante?

I. INTRODUCCIÓN

La literatura señala dos fallas básicas en implantología: las tempranas y las tardías. Las primeras se atribuyen a la interrupción de la cicatrización y al proceso de óseo integración. Las segundas, posteriores al proceso de oseointegración, son atribuidas a infecciones, cargas oclusales incorrectas y a la incompatibilidad de materiales.⁽¹⁾

Algunos autores mencionan que la diferencia de electronegatividad de materiales diferentes en presencia de fluidos bucales que actúan como electrolitos y agentes oxidantes, provocan fenómenos como electrogalvanismo y corrosión. ^(1,2,3,4)

La saliva está compuesta en un 95% de su volumen por agua, en la que se disuelve el 5% restante formado por proteínas y sales minerales como iones de Ca, K, Cl⁻, bicarbonato (NaHCO₃) y fosfato (PO₄). ⁽⁵⁾ La composición descrita anteriormente hace que se reconozca la saliva como un medio electrolítico, es decir, capaz de conducir la corriente eléctrica, si las condiciones se producen.

La interrogante que se han planteado algunos autores, es si al restaurar con aleaciones se aumenta la capacidad electrolítica de la saliva y eso conduce a la producción de estados patológicos.

El objetivo de esta monografía es hacer un análisis de la literatura en relación a los efectos nocivos, si los hubiera, al utilizar aleaciones de metales nobles y no nobles como supraestructuras sobre implantes realizados en Ti Cp.

II. REVISIÓN DE LA LITERATURA

1. METAL

Los elementos químicos pueden clasificarse en tres grupos: metales, metaloides y no metales. Si bien los metales son elementos químicos muy comunes, a menudo es más difícil caracterizarlos que a otros elementos de la tabla periódica. ^(2,6)

Los elementos considerados como metales se distinguen por varias propiedades características: en el estado sólido existen en forma de cristales; poseen una conductividad térmica y eléctrica relativamente alta, capacidad de ser deformados plásticamente; una relativa alta reflectibilidad a la luz (lustre metálico) y además emiten cierto sonido metálico al golpearlos. Los metales están ubicados del lado izquierdo de la tabla periódica y constituyen unas tres cuartas partes de los elementos. ^(2,6)

TABLA PERIÓDICA DE LOS ELEMENTOS

Metales ligeros		Metales pesados										No metálicos						Gases inertes		
1 H		Alta fusión										5 B	6 C	7 N	8 O	9 F	10 Ne	1 H	2 He	
3 Li	4 Be	Frágiles					Dúctiles					13 Al	14 Si	15 P	16 S	17 Cl	18 Ar			
11 Na	12 Mg	21 Sc	22 Ti	23 V	24 Cr	25 Mn	26 Fe	27 Co	28 Ni	29 Cu	30 Zn	31 Ga	32 Ge	33 As	34 Se	35 Br	36 Kr			
19 K	20 Ca	39 Y	40 Zr	41 Nb	42 Mo	43 Tc	44 Ru	45 Rh	46 Pd	47 Ag	48 Cd	49 In	50 Sn	51 Sb	52 Te	53 I	54 Xe			
37 Rb	38 Sr	* 57-71 Tierras raras	72 Hf	73 Ta	74 W	75 Re	76 Os	77 Ir	78 Pt	79 Au	80 Hg	81 Tl	82 Pb	83 Bi	84 Po	85 At	86 Rn			
55 Cs	56 Ba	* 89-96 Radiactivos																		
87 Fr	88 Ra																			
		Nobles										Baja fusión								
* Tierras raras (serie de los lantánidos)		57 La	58 Ce	59 Pr	60 Nd	61 Pm	62 Sm	63 Eu	64 Gd	65 Tb	66 Dy	67 Ho	68 Er	69 Tm	70 Yb	71 Lu				
* Elementos radiactivos (serie de los actínidos)		89 Ac	90 Th	91 Pa	92 U	93 Np	94 Pu	95 Am	96 Cm	97 Bk	98 Cf	99 Es	100 Fm	101 Md	102 Nv	103 Lw				

Tabla No. 1. Metales: Solidificación y estructura. Extraído de Phillips. La ciencia de los materiales dentales. Novena Edición, Cáp. 13. pp.256.

¿Qué es un metal? Para el químico y el físico todos los elementos metálicos presentan una característica en común: ceden con facilidad los electrones más externos situados alrededor del átomo neutro, por ejemplo, el Na, el Zn y el Al tienden a sacrificar sus escasos electrones con valencia y convertirse en iones positivos en solución. Además, si dos metales diferentes son los electrodos de una célula galvánica, el negativo (aquel que aporta los electrones hacia un circuito externo) es el más metálico.⁽²⁾

Casi todos los metales son “blancos” (por ejemplo, Ag, Ni, Sn, Al y Zn) aunque existen ligeras diferencia de tinte entre ellos. Existen dos metales en la tabla periódica que no son blancos, estos son el Au y el Cu que resultan ser muy importantes en odontología. ⁽²⁾

Como se mencionó anteriormente, una de las principales características del metal, es su capacidad para conducir calor y electricidad. La conducción de energía se debe a la movilidad de los llamados “electrones libres” presentes en los metales, los cuales se explican de la siguiente manera: la falta de iones cargados opuestamente en la estructura metálica y la falta de suficientes electrones de valencia para formar un enlace covalente verdadero hace necesario que más de dos átomos compartan electrones de valencia. Cada átomo de metal contribuye con sus electrones de valencia a formar una “nube” o “gas” de electrones. Estos electrones no están asociados con un ion particular, sino que se mueven libremente entre los iones metálicos positivos en niveles de energía definidos. ^(2,6)

La atracción electrostática entre la “nube” de electrones y los iones positivos en la red aportan la fuerza que une a los átomos de metal entre sí como un sólido. ^(2,6)

Los “electrones libres” funcionan como conductores de energía térmica y eléctrica, transfieren energía al desplazarse con facilidad desde zonas de mayor energía hacia otras de energía menor bajo influencia de un gradiente térmico o un campo eléctrico llamado gradiente de potencial. ^(3,6)

En la naturaleza los metales pueden clasificarse en dos grupos: metales nobles y no nobles. ⁽²⁾ El metal noble por tradición ha sido el elemento más utilizado en la odontología para la confección de incrustaciones, coronas, puentes y aleaciones de metal cerámica en virtud de su resistencia a la corrosión en la cavidad bucal. Los metales nobles, conocidos como “grupo del platino”, son Au, Pt, Ru, Rh, Pd, Ir y Os. Sus características son: alta densidad, y no formar óxidos estables a temperatura ambiente. Su posición en la serie de fuerza electromotriz (FEM) los coloca en la parte

superior, señalando que su reactividad a la disociación es baja. ^(3,6)

Mientras el término noble identifica a los elementos metálicos en función de su estabilidad química, el “termino precioso” indica el valor intrínseco de un metal. Los siete elementos nobles de la lista también son metales preciosos, pero no todos los metales preciosos son nobles. ⁽³⁾

De estos siete metales, tres son los más utilizados en la odontología: Au, Pd y Pt. Existen algunas propiedades fundamentales de estos tres elementos principales, todos tienen una estructura cristalina centrada en las caras. Otra de las características más importantes de estos tres metales es su coeficiente de variación dimensional térmica, dicho coeficiente tiende a establecer una relación recíproca con el punto de fusión, es decir, cuanto mayor sea el punto de fusión de un metal más bajo será su coeficiente. ⁽²⁾

Por otra parte, podemos mencionar los metales no nobles, los cuales continúan siendo componentes importantes de las aleaciones de uso odontológico, ya que influyen mejorando sus propiedades físicas, como el tipo de oxidación y sus efectos de resistencia. ⁽²⁾ Los metales no nobles se caracterizan por la facultad de reaccionar con el medio, aunque algunos de ellos pueden ser utilizados para proteger una aleación contra la corrosión por pasividad. ⁽³⁾

1.1. Aleaciones

El Diccionario de la Real Academia Española (2001) ⁽⁷⁾ define el término aleación como el “producto homogéneo, de propiedades metálicas, compuesto por dos o más elementos, uno de los cuales, al menos, debe ser un metal”. ⁽⁷⁾

Por otra parte, Craig (1997) ⁽⁸⁾, define aleación como un material metálico formado por la combinación de dos o más metales, o uno o más metales con un elemento no metálico.

Anusavice (2004) ⁽³⁾ considera como aleación todas las combinaciones de dos o más elementos, en el cual al menos uno es un metal.

En la mayoría de los casos los componentes de las aleaciones son completamente solubles en estado líquido, permitiendo de esa manera, su combinación física. Esto significa que cuando los componentes están mezclados en estado líquido constituyen un sistema homogéneo, o sea, una sola fase. Los metales solubles en estado líquido no necesariamente lo son en estado sólido. Al solidificar pueden separarse por completo el uno del otro para formar una estructura heterogénea, o pueden continuar disueltos, uno en el otro en estado sólido en una sola fase formando estructuras que se denominan soluciones sólidas y compuestos intermetálicos. ^(3, 9, 10)

Los elementos que se combinan para formar aleaciones pueden hacerlo de tal manera que se disuelvan completamente uno en el otro, y los átomos de uno de ellos pasen a integrar el reticulado espacial del otro. La posibilidad de que dos elementos formen este tipo de

soluciones sólidas está dada por la existencia de ciertas similitudes entre ambos, como lo son, tamaño atómico casi igual y principalmente el mismo tipo de reticulado espacial. En estos casos, los átomos de uno de los elementos pueden sustituir a los átomos o iones del otro en el reticulado espacial, y son este tipo de aleación las que se denominan, solución sólida sustitucional. ⁽¹⁰⁾

Si las condiciones de similitud existen pero los tamaños atómicos de ambos elementos no son aproximadamente iguales, es posible que los átomos más pequeños no remplacen a los más grandes, sino que aquellos se ubiquen entre estos. Este tipo de aleación se denomina como solución sólida intersticial. Un ejemplo de solución sólida sustitucional es el de las aleaciones de Au-Cu, y un ejemplo de solución sólida intersticial es la que se forma en ciertas condiciones entre el Fe y C. ⁽¹⁰⁾

Todas las aleaciones para colado deben ser biocompatibles y tener unas propiedades físicas y mecánicas suficientes para garantizar una adecuada función y longevidad. Desde el punto de vista de la

seguridad del paciente, es muy importante comprender algunos requisitos clínicos y propiedades de las aleaciones dentales para colado. ⁽³⁾

Se entiende por biocompatibilidad de una aleación, la capacidad de tolerar los fluidos bucales, sin liberar ningún producto nocivo dentro de la cavidad bucal y por lo tanto no debe causar ninguna reacción adversa en el paciente. ^(3,9,10)

Toda aleación debe ser resistente a la corrosión que no es más que la disolución física de un material en un medio. La resistencia a la corrosión depende de los componentes del material, algunos son demasiado nobles para reaccionar con el medio bucal (por ejemplo, Au y Pd), otros elementos metálicos tienen la capacidad de formar una superficie adherente de pasivación que inhibe cualquier reacción bajo la misma (por ejemplo, el Cr en aleaciones de Ni-Cr y de Co-Cr). El fenómeno de corrosión además de alterar las propiedades físicas de una aleación puede alterar sus propiedades estéticas. ⁽³⁾

1.2. Clasificación de las aleaciones dentales para colado

Se han propuesto varios sistemas de clasificación para catalogar la amplia variedad de aleaciones disponibles en el mercado. En 1984, la ADA (American Dental Association) propuso una clasificación en tres categorías, basada en el contenido de metales nobles que forman las aleaciones dentales para colado: Alta nobleza (AN), noble (N) y metal no noble (MNN). Este sistema no distingue entre aleaciones pertenecientes de una misma categoría (AN o N) que puedan tener propiedades muy diferentes.

(3)

Tipo de Aleación	Contenido Total en Metal Noble
Alta nobleza	Debe contener $\geq 40\%$ de su peso en oro y $\geq 60\%$ de su peso en elementos metálicos nobles (Au, Pt, Pd, Rh, Ru, Ir, Os)
Noble	Debe contener $\geq 25\%$ de su peso en elementos metálicos nobles (Au, Pt, Pd, Rh, Ru, Ir, Os)
No Noble	Contiene $< 25\%$ de su peso en elementos metálicos nobles

Tabla No. 2. Aleaciones dentales para colado y soldadura. Extraído de Anusavise. Ciencia de los materiales dentales. Undécima Edición, Cáp. 19. pp.570.

Anterior al desarrollo de la restauración metal-cerámica, las aleaciones que se utilizaron para coronas metálicas, o

metal-acrílico corresponden a las descritas en la especificación N° 5 (1997) de ANSI-ADA, cuyas propiedades están detalladas en la Tabla No. 3. ⁽³⁾

En el año 1958, se logra aparear el coeficiente de variación dimensional térmico (C.V.D.T) de una aleación cuya composición era en un 99% Au-Pt-Pd, con un contenido de 1% de Fe y Sn, con el coeficiente de variación dimensional térmico de una cerámica dental, dando inicio a la era de la restauración metal cerámica. ⁽³⁾

Requisitos de las propiedades mecánicas para aleaciones dentales para colado según las especificaciones N° 5 de la ANSI/ADA.

Tipo de Aleación	Resistencia (0,2% de compensación)			Elongación	
	Recocido		Endurecido	Recocido	Endurecido
	Mínimo (MPa)	Máximo (MPa)	Mínimo (MPa)	Mínimo (MPa)	Mínimo (MPa)
Tipo 1	80	180	-	18	-
Tipo 2	180	240	-	12	-
Tipo 3	240	-	-	12	-
Tipo 4	300	-	450	10	3

Tabla No. 3. Aleaciones dentales para colado y soldadura. Extraído de Anusavise. Ciencia de los materiales dentales. Undécima Edición, Cáp. 19. pp.571.

Desde 1989, las aleaciones para colado aprobadas por la ADA pueden tener cualquier composición mientras pasen

las pruebas de toxicidad, corrosión, límite elástico y porcentaje de elongación. ^(3,9)

El estándar propuesto por la norma ISO 1562 (2002) para las aleaciones de Au, también clasifica los cuatro tipos de aleaciones de acuerdo a su límite elástico y especifica los requisitos mínimos relativos a la prueba de tensión y al porcentaje de elongación. En la siguiente tabla no se indican las propiedades de las aleaciones tratadas por calor, se asume que las muestras se enfriaron a temperatura ambiente. ⁽³⁾

Requisitos de las propiedades mecánicas para aleaciones de oro sugeridos en el borrador de la norma ISO 1562 (2002)

Tipo de aleación	Límite elástico mínimo (0,2% de compensación) o prueba de tensión de elongación no proporcional (MPa)	Mínima elongación después de la fractura (%)
Tipo 1	80	18
Tipo 2	180	10
Tipo 3	270	5
Tipo 4	360	3

Tabla No. 4. Aleaciones dentales para colado y soldadura. Extraído de Anusavise. Ciencia de los materiales dentales. Undécima Edición, Cáp. 19. pp.572.

Los tipos de aleación 1 y 2 mencionados en la tabla se denominan normalmente aleaciones de incrustación. Las aleaciones tipo 3 y 4 se conocen como aleaciones de

coronas y puentes por sus propiedades mecánicas (ver Tabla No. 4). Las tipo 4 también se utilizan para soportar grandes esfuerzos como los desarrollados en estructuras de prótesis parciales removibles. ^(1, 3, 9,10)

A finales de la década de los 70 y a principio de los años 80, La Reserva Federal Estadounidense liberó el precio del Au, lo que se tradujo en el desarrollo de aleaciones con un nuevo contenido de ese elemento, posteriormente Pd y Pt siguieron el curso del Au, haciendo que la odontología desarrollara aleaciones libres de metales nobles. ^(3,10)

La Tabla No. 5 destaca los principales metales y aleaciones de colado que se utilizan para prótesis totalmente metálicas, metal cerámicas y prótesis parciales removibles. ⁽³⁾

Clasificación de las aleaciones para prótesis y prótesis parciales totalmente metálicas y metal cerámicas.

Tipo de Metal	Prótesis totalmente metálicas	Prótesis metal cerámicas	Estructuras de prótesis parciales
Alta Nobleza (AN)	Au-Ag-Pd Au-Pd-Cu-Ag Aleaciones metal cerámicas de AN	Au-puro (99,7% de su peso) Au-Pt-Pd Au-Pd-Ag (5-12% de su peso en Ag) Au-Pd-Ag (>12% de su peso en Ag) Au-Pd	Au-Ag-Cu-Pd
Noble (N)	Ag-Pd-Au-Cu Ag-Pd Aleaciones metal cerámicas de AN	Pd-Au Pd-Au-Ag Pd-Ag Pd-Cu-Ga Pd-Ga-Ag	
No Noble (NN)	CP-Ti Ti-Al-V Ni-Cr-Mo-Be Ni-Cr-Mo Co-Cr-Mo Co-Cr-W Cu-Al	CP-Ti Ti-Al-V Ni-Cr-Mo-Be Ni-Cr-Mo Co-Cr-Mo Co-Cr-W	CP-Ti Ti-Al-V Ni-Cr-Mo-Be Ni-Cr-Mo Co-Cr-Mo Co-Cr-W

Tabla No. 5. Aleaciones dentales para colado y soldadura. Extraído de Anusavise. Ciencia de los materiales dentales undécima edición, Cáp. 19. pp.573.

1.2.1. Aleaciones no nobles

De acuerdo a la clasificación de la ADA, las aleaciones de metales no nobles poseen menos del 25% de metales nobles en su contenido. Sin embargo Wataha (2002) ⁽⁹⁾ considera en realidad que en la práctica diaria son las aleaciones de los sistemas Ni-Cr-Be, Cr-Co y Ti cp formados por Ti₆, Al₄, Va las que se conocen como no nobles. ^(3,9)

Composiciones aproximadas y propiedades de algunas aleaciones nobles

Tipo	Composición aproximada (% en peso)	Módulo Elástico (Gpa)	Dureza Vickers (Kg/mm ²)	Resistencia a la cedencia (Mpa)	CTE (x10 ⁻⁶ /°C)
Au-Cu-Ag-Pd	Au 45; Cu 15; Ag 25; Pd 5	100	250	690	N/A
Pd-Cu-Ga	Pd 79; Cu 7; (Ga 6) [‡]	127	280	580	14,2
Pd-Ag	Pd 61; Ag 24; (Sn 8) [‡]	125	275	620	14,6
Ag-Pd	Ag 66; Pd 23; (Au 2) [‡]	93	230	400	N/A

CTE: Coeficiente de expansión térmica

[‡] Formulaciones que tienen presente estos elementos

* Información obtenida de los catálogos de las casas fabricantes

Tabla No. 6. Extraído de John C. Wataha. Alloys for prosthodontic restorations. J Prothet Dent 2002, 87: 351-363.

El lector observará que las propiedades mecánicas de estas aleaciones son superiores a las descritas en la Tabla No. 6 del sistema Au-Cu y de las aleaciones cerámicas de metales nobles

Las aleaciones de Ni-Cr pueden ser usadas para la confección de coronas totalmente metálicas, restauraciones metal cerámicas o para estructuras de dentaduras parciales removibles. Estas aleaciones generalmente contienen al menos 60% de Ni y tienen siempre fases múltiples. Las aleaciones de Ni-Cr pueden contener menos del 20% de su peso de Cr con un 1% o 2% de Be. El último grupo es muy común en los Estados Unidos, mientras que las de alto contenido de Cr y las que no contienen Be son más comunes en Europa y

Japón. El Be se añade a las aleaciones para reducir la temperatura de liquidus, para facilitar la técnica de revestido y colado, aumentando también la corrosión de estas aleaciones. Pueden o no contener aproximadamente un 0,1% de su peso en carbono, cuando este está presente aumenta significativamente la dureza, el módulo elástico y la resistencia de las aleaciones por la formación de carburos. ⁽⁹⁾

Las aleaciones del subgrupo de Cr-Co no son tan comunes en los Estados Unidos como son las de base de Ni. Estas aleaciones contienen al menos 60% de Co y tienen siempre fases múltiples. El contenido de Cr es generalmente al menos 30% de su peso y el carbono es a menudo añadido para aumentar la resistencia de la aleación. Estas aleaciones pueden ser usadas para coronas completas, restauraciones metal cerámica o para confeccionar estructuras de dentaduras parciales removibles. En los Estados Unidos las aleaciones de Cr-Co son utilizadas principalmente como alternativa en individuos alérgicos a las aleaciones a base de Ni. ⁽⁹⁾

La tercera subclase de las aleaciones de metal base son las aleaciones a base de Ti, estas han sido propuestas para la confección de colados completos, restauraciones metal cerámica y dentaduras parciales removibles, pero su uso no es común en el presente ya que son necesarias maquinarias especiales para realizar las técnicas de revestido y colado. ^(3, 9,10)

Las aleaciones de metales no nobles (excluyendo las del sistema a base de Ti) generalmente tienen propiedades mecánicas superiores a las de las aleaciones nobles y de alto noble. El módulo elástico de estas aleaciones puede duplicar al de otros sistemas, su dureza Vickers puede exceder los 350 kg/mm^2 con la presencia del carbono. ^(3,9,11) Otra ventaja de estos sistemas de aleaciones es que pueden ser grabadas para ser adheridas con resina. ⁽⁹⁾

El odontólogo debe tener en cuenta varios factores antes de seleccionar una aleación con base de Ni como alternativa o sustitución de una aleación de Au, debemos

reconocer que no existe una aleación ideal en todos los aspectos. ⁽³⁾

En comparación con otras aleaciones para prótesis metal cerámica, las aleaciones de metales no nobles tienen generalmente una mayor dureza y valores más altos de modulo elástico (rigidez), son más resistentes a la deformación a temperaturas altas, pero también pueden ser más difíciles de colar y presoldar que las aleaciones de Au Pd y Ag Pd. ^(3, 9, 10, 11,12)

Las aleaciones de metal no noble son por lo general más sensibles a las técnicas de colada que las de metales nobles, la determinación de la temperatura apropiada de colada y el ajuste del punto apropiado de fluidez de la soldadura durante el proceso de presoldadura requiere de una experiencia considerable. ⁽³⁾

Generalmente los colados de metal no noble pueden requerir procedimientos especiales para compensar su mayor grado de contracción al pasar del estado líquido al

sólido, logrando así un ajuste adecuado de los márgenes de la restauración.

Aleaciones típicas de metales no nobles para prótesis metal-cerámica

Nombre de la Aleación	Composición (% en peso)									
	Ni	Co	Cr	Mo	Be	W	Ru	Al	Ga	Otros
Rexillum III (Pentron Lab Tech)	76	-	14	6	2	-	-	2	-	-
Neptune (Pentron Lab Tech)	63	-	22	9	-	-	-	-	-	Resto
Litecast (Ivoclar Vivadent)	68,5	-	15,5	14	-	-	-	1	-	Resto
Pisces Plus (Ivoclar Vivadent)	61,5	-	22	-	-	11,2	-	2,3	-	Resto
Genesis II (Heraeus Kulzer)	-	53	27	-	-	10	3	-	3	Resto
Novarex (Pentron Lab Tech)	-	52	25	-	-	14	-	1	8	-

Tabla No. 7. Aleaciones dentales para colado y soldadura. Extraído de Anusavise. Ciencia de los materiales dentales undécima edición, Cáp. 19. pp.599.

Propiedades físicas y mecánicas de las aleaciones de metales no nobles y de una aleación de oro para prótesis metal-cerámicas

Propiedad	A	B	C	D	E	F	Aleación de oro
RESISTENCIA A LA TRACCIÓN							
MPa	1.150	1.140	1.360	660	540	703	490
ksi	167	165	197	95,7	78,3	102	71,1
LÍMITE ELÁSTICO							
MPa	591	782	838	360	260	543	400
ksi	85,7	113	122	52,2	37,3	78,3	58,0
MÓDULO ELÁSTICO							
GPa	207	190	210	193	154	208	88
10 ³ ksi	30,0	27,6	30,5	28,0	22,3	30,2	12,8
Porcentaje de elongación	23,9	11,6	18,0	27,9	27,3	2,3	9,1
Dureza Vickers	293	348	357	211	175	316	161
Densidad (g/cm ³)	8,1	8,0	7,9	8,0	8,7	8,3	18,3
RESISTENCIA DE LA UNIÓN A LA PORCELANA							
MPa	97,9	51,0	87,6	70,3	80,7	106	111
ksi	142	74,0	12,7	10,2	11,7	15,4	16,1

Tabla No. 8. Aleaciones dentales para colado y soldadura. Extraído de Anusavise. Ciencia de los materiales dentales undécima edición, Cáp. 19. pp.599.

La resistencia a la decoloración y corrosión de las aleaciones de metal no noble que contienen Ni tienen una importancia fundamental a causa del potencial alergénico del Ni y sus compuestos. Existe poca información sobre la influencia de los productos de corrosión que se forman *in vivo*.⁽³⁾

El módulo elástico de las aleaciones de metal base es hasta dos veces mayor que los valores de algunas de las aleaciones de metales nobles más utilizadas.^(3, 9, 10,11) Para aprovechar esta propiedad, algunos profesionales han propuesto que el espesor de las cofias en las áreas recubiertas de cerámica se reduzca de un mínimo de 0,3mm, recomendado para las aleaciones de metales nobles, a un espesor uniforme de 0,1mm. Teóricamente el área de sección transversal de los conectores interproximales colados puede reducirse de 4-8 mm² a 1-2 mm² si se usan aleaciones de metal base.⁽³⁾

La alta dureza y resistencia de las aleaciones de metales base ocasionan algunas dificultades durante la práctica clínica, en la mayoría de los casos el acabado y pulido de

las restauraciones fijas y la eliminación de restauraciones defectuosas puede ocupar al odontólogo un mayor tiempo clínico. ⁽⁹⁾

A pesar del uso tan extendido de las aleaciones de Ni para restauraciones metal cerámica, los aspectos relativos a su seguridad no se han aceptado en su totalidad. Los efectos alérgicos del Ni, así como la posible toxicidad del Ni y del Be en los técnicos de laboratorio, siguen siendo temas de preocupación dentro de la profesión odontológica. ^(9, 3,4)

En comparación con las aleaciones nobles las aleaciones a base de Co y Ni son menos costosas, además de ser menos densas ocupando un determinado volumen con una menor masa. ^(3, 10, 9,11) El precio de las aleaciones a base de Ni es estable a diferencia del precio de las aleaciones a base de Pd. ⁽³⁾

1.2.2. Aleaciones con alto contenido de metales nobles

Las aleaciones de alto contenido de metales nobles deben poseer al menos un 40% de su peso de Au y un 60% de

elementos nobles. Podemos clasificar este tipo de aleaciones en tres subclases. ⁽⁹⁾

Las aleaciones de Au-Pt son aleaciones de alto contenido de metal noble que pueden ser utilizadas para la confección de coronas totalmente metálicas o restauraciones metal cerámica. Ellas pueden contener Zn o Ag como endurecedores y frecuentemente tienen múltiples fases. Estas aleaciones fueron inicialmente desarrolladas como una alternativa a las aleaciones que contienen Pd a principio de los años 90. ⁽⁹⁾

Las aleaciones de Au-Pd, también pueden ser usadas para la confección de coronas totalmente metálicas o restauraciones metal cerámica, pueden o no contener Ag pero generalmente contienen Sn, In o Ga como elemento formadores de óxidos que promueven la adhesión de la porcelana. ^(9,3)

Las aleaciones Au-Cu-Ag-Pd son usadas exclusivamente para restauraciones totalmente metálicas. La temperatura de sólidos de estas aleaciones son muy bajas para la

aplicación de porcelana y el contenido de Cu y Ag es a menudo problemático para la aplicación de la misma.⁽⁹⁾

Las propiedades de las aleaciones de alto noble son generalmente favorables para su manipulación y aplicación clínica, pero ninguna de estas aleaciones tiene valores elevados de su módulo de elasticidad y casi todas son de fase única. ^(3,9)

Cuando el contenido de Pd o Pt está por encima del 10% de su peso, la temperatura de sólido de las aleaciones es alta y estas son de color blanco. La corrosión de este tipo de aleaciones es generalmente baja pero puede ser alta si tienen fases múltiples. ⁽⁹⁾

1.2.3. Aleaciones nobles

Las aleaciones nobles no tienen estipulado la presencia de Au en su contenido, pero deben contener al menos 25% de su peso de metales nobles. Este es un grupo muy diverso de aleaciones representado por sistemas a base

de Au, Pd y Ag, las cuales pueden clasificarse en tres subclases. ⁽⁹⁾

Las aleaciones de Au-Cu-Ag-Pd tienen el menor contenido de Au dentro de las aleaciones nobles. Su contenido de Au puede variar del 5 al 32%, y el contenido de Ag entre el 6,5 y el 14%. Generalmente la Ag y el Cu son utilizados para sustituir el contenido de Au. Debido a su contenido de Ag, ocurre una mayor decoloración de la porcelana y un aumento de los coeficientes de contracción térmica de estas aleaciones. ⁽⁹⁾

Las aleaciones de Pd-Cu son usadas para la confección de coronas totalmente metálicas o restauraciones metal cerámicas, estas aleaciones usualmente contienen Ga, las cuales con su baja temperatura de líquido pueden mejorar la adhesión de la porcelana y contribuir con un aumento de su resistencia. La presencia de Cu en estas aleaciones puede disminuir su resistencia flexural durante la cocción de la porcelana. ⁽⁹⁾

Estas aleaciones tienen siempre fases múltiples y su corrosión puede variar ampliamente dependiendo de la composición y de la manipulación de la aleación, su módulo elástico es más alto que los sistemas a base de Au y Pd. ⁽⁹⁾

Las aleaciones Pd-Ag o Ag-Pd son muy diversas y su rango de composición puede variar desde solo un 26% de su peso de Pd y más del 60% del peso de Ag, hasta un 70% de Pd y aproximadamente un 20% de Ag. Por estas variaciones, la corrosión de estas aleaciones puede variar y tiende a aumentar a medida que se incrementa la cantidad de Ag. ⁽⁹⁾

Estas aleaciones son comúnmente de fases múltiples y pueden ser usadas para la confección de coronas totalmente metálicas o restauraciones metal cerámica si el efecto de color verde puede ser controlado por la porcelana dental. Los fabricantes a menudo incluyen un 1% o 2% de Au en las aleaciones Pd-Ag, para obtener algunos beneficios en sus propiedades físicas. ⁽⁹⁾

En general las aleaciones nobles tienen una relativa alta temperatura de sólidos que reflejan el alto contenido de Pd, excepto las aleaciones de Au-Cu-Ag-Pd que tienen temperaturas de sólidos muy bajas para ser usadas en restauraciones metal cerámica. ⁽⁹⁾

Las aleaciones nobles pueden ser de color amarillo pero la mayoría de las veces son blancas, reflejando la alta concentración de Pd en muchas de sus formulaciones. Estas son generalmente muy fuertes, con buena dureza y moderado porcentaje de elongación (del 10% al 20%). ⁽⁹⁾

Composiciones aproximadas y propiedades de algunas aleaciones nobles

Tipo	Composición aproximada (% en peso)	Módulo Elástico (Gpa)	Dureza Vickers (Kg/mm ²)	Resistencia a la cedencia (Mpa)	CTE (x10 ⁻⁶ /°C)
Au-Cu-Ag-Pd	Au 45; Cu 15; Ag 25; Pd 5	100	250	690	N/A
Pd-Cu-Ga	Pd 79; Cu 7; (Ga 6) [‡]	127	280	580	14,2
Pd-Ag	Pd 61; Ag 24; (Sn 8) [‡]	125	275	620	14,6
Ag-Pd	Ag 66; Pd 23; (Au 2) [‡]	93	230	400	N/A

CTE: Coeficiente de expansión térmica

[‡] Formulaciones que tienen presente estos elementos

* Información obtenida de los catálogos de las casas fabricantes

Tabla No. 9. Extraído de John C. Wataha. Alloys for prosthodontic restorations. J Prothet Dent 2002, 87: 351-63.

El modulo elástico de las aleaciones de Pd-Cu-Ga y Pd-Ag es significativamente más alto que los de las aleaciones de alto noble debido a su alto contenido de

Pd, pero solo representa un 60% del módulo elástico de las aleaciones de metales no nobles, como se puede observar en la Tabla No. 6. ⁽⁹⁾

2. CORROSIÓN ELECTROQUÍMICA

La Real Academia Española define el término corrosión como la “destrucción paulatina de los cuerpos metálicos por acción de agentes externos, persista o no su forma”.⁽⁷⁾

Anusavice (2004) ⁽³⁾ define la corrosión como “un proceso en el que se produce el deterioro de un metal al reaccionar con su medio”.

Por otra parte, Avner (1966) ⁽⁶⁾ define la corrosión como “la destrucción de un material por interacción química, electroquímica o metalúrgica entre el medio y el material”.

La principal causa de la corrosión es la inestabilidad de los metales en sus formas refinadas, los mismo tienden a

volver a sus estados originales a través de los procesos de corrosión. ⁽⁶⁾

La corrosión es esencialmente un proceso electroquímico, que origina que parte o el total del metal se transforme del estado metálico al iónico. Este proceso requiere un flujo de electricidad entre ciertas áreas de la superficie de un metal a través de un electrolito, el cual es cualquier solución que contiene iones. ^(6,4)

Los iones son átomos o grupos de átomos eléctricamente cargados, por ejemplo, el agua pura contiene iones hidrógeno positivamente cargados (H^+) e iones hidroxilo negativamente cargados (OH^-) en cantidades iguales. Por lo tanto, el electrolito puede ser agua pura, agua salada, soluciones ácidas o alcalinas de cualquier concentración. ⁽⁶⁾

Para completar el circuito eléctrico debe haber dos electrodos, un ánodo y un cátodo que a su vez deben conectarse. Los electrodos pueden ser dos diferentes clases de metales o distintas áreas sobre la misma pieza

de metal. La conexión entre el ánodo y el cátodo puede ser mediante un puente metálico, pero la corrosión se lleva a cabo simplemente por contacto. Por último, para que fluya la electricidad debe haber una diferencia de potencial entre los dos electrodos. ^(6,11)

En el ánodo, los átomos de metal cargados positivamente se separan por si mismos de la superficie sólida y entran en la solución como iones positivos, mientras que las cargas negativas, en la forma de electrones, permanecen atrás en el metal. ⁽⁶⁾

En el cátodo, los electrones chocan y neutralizan algunos iones hidrógeno cargados positivamente, los cuales han llegado a la superficie a través del electrolito. Al perder su carga, los iones positivos llegan a ser átomos eléctricamente neutros nuevamente y se combinan para formar gas hidrogeno. Así, mientras este proceso avanza, la oxidación y la corrosión del metal se presenta en los ánodos, y el desprendimiento de el hidrogeno ocurre en los cátodos. La cantidad de metal que se disuelve es proporcional al número de electrones que fluyen, lo cual a

su vez depende del potencial y de la resistencia intrínseca del metal. ⁽⁶⁾

Para que el proceso de corrosión prosiga, es necesario eliminar los productos de la corrosión del ánodo y del cátodo. En algunos casos, la evolución del gas hidrogeno en el cátodo es muy lenta, y la acumulación de una capa de hidrogeno sobre el metal retarda la reacción, este fenómeno es conocido como “polarización catódica”; sin embargo, el oxigeno disuelto en el electrolito puede reaccionar con hidrogeno acumulado para formar agua, permitiendo de este modo que la corrosión avance. ⁽⁶⁾

Polarización local del cátodo mediante una película de hidrógeno.

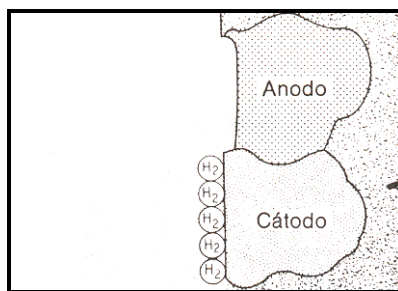


Figura No.1 . Corrosión de los metales. Extraído de Avner. Introducción a la metalurgia física, segunda edición, Cáp. 15. pp.581

Para el hierro y el agua, la rapidez de eliminación de la película depende de la concentración efectiva de oxigeno

disuelto en agua adyacente al cátodo. Esta concentración efectiva depende a su vez del grado de oxígeno, de la cantidad de movimiento, temperatura, presencia de sales disueltas y otros factores. ⁽⁶⁾

Los productos de los fenómenos que ocurren en el ánodo y el cátodo frecuentemente chocan y entran en reacciones posteriores que dan como resultado otros productos de corrosión; por ejemplo, con Fe en agua, los iones hidroxilo formados por la reacción catódica, en su migración a través del electrolito hacia el ánodo, encuentran iones ferrosos que se mueven en la dirección opuesta y se combinan para formar hidróxido ferroso. Éste, pronto se oxida por el oxígeno en solución y forma hidróxido férrico, el cual se precipita en forma de óxido conocido por los legos como herrumbre de Fe. Dependiendo de la alcalinidad, el contenido de oxígeno y de la agitación de la solución, esta herrumbre se puede formar lejos de la superficie de Fe o muy próxima a ella, donde puede ejercer más influencia sobre el posterior progreso de corrosión. ⁽⁶⁾

2.1 Serie Electromotriz

Uno de los factores más importantes en la formación de corrientes galvánicas es la diferencia de potencial eléctrico de metales no similares cuando están acoplados conjuntamente y sumergidos en un electrolito. Este potencial se debe a la naturaleza química de las regiones anódica y catódica. ⁽⁶⁾

El comportamiento anódico de algunos metales en comparación con el hidrogeno esta dado por la **Serie Standard de Fuerza Electromotriz**. La fuerza electromotriz es una clasificación que dispone los elementos metálicos según sus tendencias de disolución. ^(2, 3, 6)

La lista de la Tabla No. 10 de elementos metálicos aparece en orden decreciente de actividad. Los metales más activos de la parte superior de la lista exhiben una mayor tendencia a ser disueltos que aquellos que se encuentran en el último renglón de la lista. ^(2, 3, 6)

Serie Fuerza Electromotriz

REACCIÓN DE ELECTRODO	POTENCIAL E° DEL ELECTRODO ESTÁNDAR VOLTS, 25°C	REACCIÓN DE ELECTRODO	POTENCIAL E° DEL ELECTRODO ESTÁNDAR VOLTS, 25°C
$K = K^+ + e^-$	-2.922	$Co = Co^{++} + 2e^-$	-0,277
$Ca = Ca^{++} + 2e^-$	-2,87	$Ni = Ni^{++} + 2e^-$	-0,250
$Na = Na^+ + e^-$	-2,712	$Sn = Sn^{++} + 2e^-$	-0,136
$Mg = Mg^{++} + 2e^-$	-2,34	$Pb = Pb^{++} + 2e^-$	-0,126
$Be = Be^{++} + 2e^-$	-1,70	$1/2H_2 = H^+ + e^-$	0,000
$Al = Al^3 + 3e^-$	-1,67	$Cu = Cu^{++} + 2e^-$	0,345
$Mn = Mn^{++} + 2e^-$	-1,05	$Cu = Cu^+ + e^-$	0,522
$Zn = Zn^{++} + 2e^-$	-0,762	$Ag = Ag^+ + e^-$	0,800
$Cr = Cr^3 + 3e^-$	-0,71	$Pd = Pd^{++} + 2e^-$	0,83
$Ga = Ga^3 + 3e^-$	-0,52	$Hg = Hg^{++} + 2e^-$	0,854
$Fe = Fe^{++} + 2e^-$	-0,440	$Pt = Pt^{++} + 2e^-$	1,2
$Cd = Cd^{++} + 2e^-$	-0,402	$Au = Au^3 + 3e^-$	1,42
$In = In^3 + 3e^-$	-0,340	$Au = Au^+ + e^-$	1,68
$Tl = Tl^+ + e^-$	-0,336		

Tabla No. 10. Corrosión de los metales. Extraído de Avner. Introducción a la metalurgia física, segunda edición, Cáp. 15. pp.581.

Esta escala está constituida por un diseño donde los diversos metales se colocan en soluciones que contengan sus mismas sales; las condiciones de medidas son muy rígidas, especificando precisamente valores idénticos de temperatura, presión y concentración de los electrolitos. Al conjunto de estas condiciones se le conoce como condiciones Standard. (2, 3,6)

En la práctica, cada metal se observa en equilibrio en una solución de sus propios iones a una concentración de un gramo ion por cada litro de solución, a una temperatura de 25°C y a una presión atmosférica estándar. La serie electromotriz es válida solo para metales en las condiciones en que se determinó la serie, es decir, en otros electrolitos su comportamiento puede ser diferente.⁽¹³⁾

Estos potenciales estándar se consideran como el voltaje de celdillas electrolíticas donde un polo es el electrodo hidrógeno, designado de manera arbitraria como el valor cero; el otro es el electrodo del elemento designado, el signo del potencial de dicho electrodo indica la polaridad de dicha celdilla.^(2, 6,13)

3. IMPORTANCIA CLÍNICA DE LAS CORRIENTES GALVANICAS EN LA ODONTOLOGÍA

Existen diversos aspectos en la cavidad bucal que provocan corrosión. La boca es una cavidad húmeda y está sujeta continuamente a fluctuaciones de temperatura. La ingesta de comidas y bebidas genera un

amplio intervalo de pH, al descomponerse los alimentos se liberan ácidos y, en ocasiones, los residuos resultantes se adhieren firmemente a las restauraciones metálicas, lo que promueve una reacción acelerada y localizada entre los productos de corrosión y el metal o aleación. ⁽³⁾

En la mayoría de los casos la corrosión es indeseable, sin embargo, en la práctica dental puede ser beneficiosa una cantidad limitada de corrosión alrededor de los márgenes de las amalgamas dentales, ya que los productos corrosivos tienden a sellar la interfase de los márgenes y a inhibir la entrada de fluidos bucales y bacterias. ⁽³⁾

Un requisito esencial para cualquier metal que sea usado en boca, es que no debe generar productos de corrosión que puedan ser dañinos para el organismo. Algunos metales que son completamente seguros en su estado elemental pueden ser iones o compuestos dañinos e incluso tóxicos. ⁽³⁾

Existen algunas combinaciones de aleaciones o metales diferentes que provocan corrosión galvánica o electrogalvanismo cuando son utilizadas en la práctica odontológica. (1, 3, 4, 10, 11,12)

El efecto del choque galvánico es muy conocido clínicamente, por ejemplo, si colocamos una restauración de amalgama en la superficie oclusal de un diente que se opone directamente a una incrustación de Au en un diente antagonista y ambas restauraciones están húmedas a causa de la saliva, se genera un circuito eléctrico con una diferencia de potencial entre las restauraciones diferentes. Cuando estas restauraciones se ponen en contacto, se produce un repentino cortocircuito entre las dos aleaciones que provoca una sensación de dolor agudo. Se puede observar un efecto similar al tocar una incrustación de Au con un tenedor de Ag que al mismo tiempo toque la lengua. (3, 4,11)

Celda Electroquímica que simula el comportamiento de la amalgama y una restauración de Au.

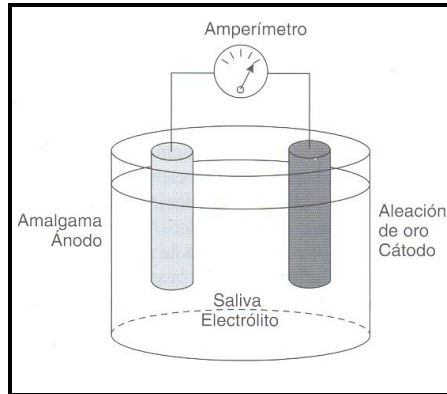


Figura No. 2. Tipos y propiedades generales de los materiales dentales. Extraído de Anusavice. Ciencia de los materiales dentales. Undécima Edición, Cáp. 3. pp.58.

Cuando los dientes no están en contacto, sigue habiendo un circuito eléctrico asociado con la diferencia de potencial o con la fuerza electromotriz entre ambas restauraciones. La saliva forma un electrolito, y los tejidos blandos y duros pueden constituir el circuito externo, aunque la resistencia eléctrica del circuito externo sea considerable en comparación con la que existe cuando se ponen en contacto dos restauraciones.^(3, 4,14)

Posible recorrido de la Corriente Galvánica dentro de la boca

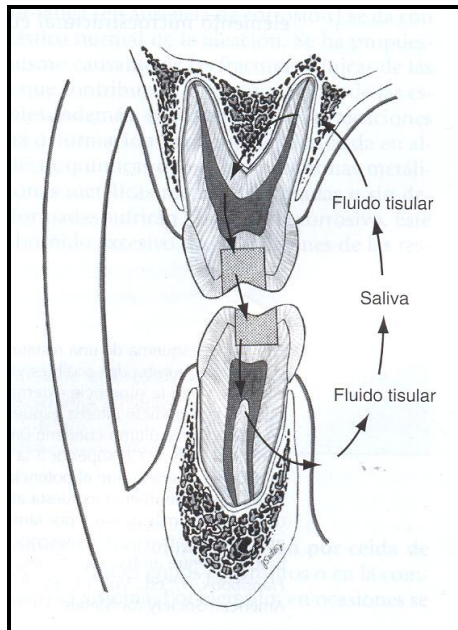


Figura No. 3. Tipos y propiedades generales de los materiales dentales. Extraído de Anusavice. Ciencia de los materiales dentales. Undécima Edición, Cáp. 3. pp.61.

La magnitud de las corrientes eléctricas que se dan entre una corona de Au y una amalgama sin estar en contacto dentro de la misma boca, es aproximadamente de 0,5 a 1 microamperio (μA), con una diferencia de potencial de aproximadamente 500 milivoltios (mV). Estas corrientes galvánicas intraorales son mayores cuando existen aleaciones diferentes, aunque también se pueden producir entre restauraciones de aleaciones similares que nunca tienen exactamente la misma composición química. (3, 10,11)

Una corriente galvánica puede estar presente incluso en una restauración metálica única a pesar de que es menos intensa. En este caso, la celda electroquímica se genera como resultado de las diferencias de potencial eléctrico creadas por dos electrolitos: la saliva y los fluidos tisulares. Los fluidos tisulares son el fluido dentinario y la sangre, que proporcionan los medios para completar el circuito externo. Se supone que las superficies internas de la restauración dental expuestas al fluido dentinario tendrán un mayor potencial electroquímico activo, ya que la concentración de iones de Cl^- es siete veces mayor a la de la saliva.⁽¹¹⁾

Figura esquemática de una restauración metálica única

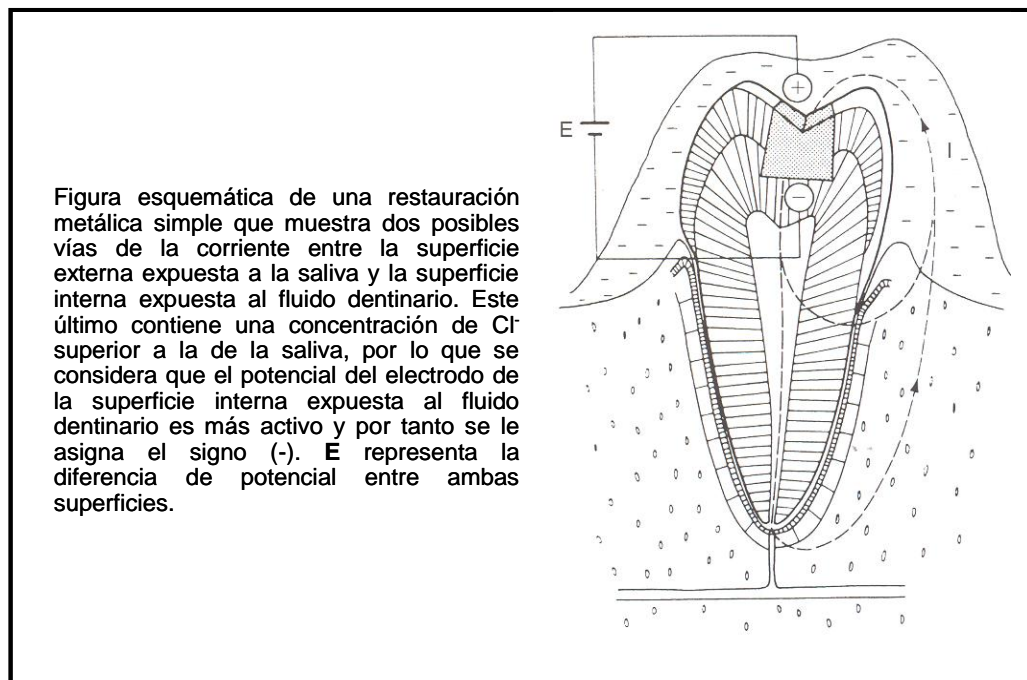


Figura No. 4. Tipos y propiedades generales de los materiales dentales. Extraído de Anusavice. Ciencia de los materiales dentales. Undécima Edición, Cáp. 3. pp.62.

Williams en 1979 ⁽¹¹⁾, refiere que las celdas galvánicas pueden ser muy pequeñas y se establecen entre las diferentes fases de una aleación. Por ello si una aleación está constituida por varias fases, y los potenciales de electrodo de alguna de ellas son significativamente diferentes, se puede producir la corrosión de la fase más electronegativa. Esta es una de las principales causas de la corrosión de la amalgama.

Varios autores refieren que en el caso de algunas restauraciones metálicas aisladas, la base de cemento, a

pesar de ser un buen aislante térmico, no puede minimizar la corriente que circula por los dientes y a través de la pulpa. Muchos de estos materiales de cementación son aislantes eléctricos eficaces cuando están secos, pero cuando se humedecen a causa de microfiltraciones marginales o por la humedad de la dentina pierden esta propiedad. (3, 10,11)

Por otra parte Everett y cols (1940) ⁽⁴⁾, recopilaron varios estudios donde se describieron algunas lesiones patológicas encontradas en la cavidad bucal de aproximadamente 30 pacientes que pudieran estar asociadas a corrientes galvánicas producidas por restauraciones metálicas. Se realizaron análisis espectroscópicos a muestras de tejidos obtenidos de lesiones cercanas a restauraciones electropositivas encontrando como resultado la presencia en exceso de iones de calcio, Mg, Sn y Cu.

Estudios eléctricos demostraron que una fuerza electromotriz fue generada por el electrolito formado por los fluidos del hueso, la amalgama y el Au; otra fuerza

electromotriz fue generada por la saliva en conjunto con la amalgama y el Au, demostrando definitivamente la presencia de corrientes eléctricas en boca cuando existen restauraciones metálicas diferentes. ⁽⁴⁾

En estudios analizados posteriormente por los mismos autores, se demostró mediante la realización de experimentos *in vitro e in vivo*, la evidencia de corrientes galvánicas producidas entre restauraciones metálicas diferentes transmitidas a través de los tejidos bucales. La más convincente prueba fue la total desaparición de lesiones patológicas después de haber realizado el recambio de las restauraciones. ⁽⁴⁾

Everett y colaboradores (1940) ⁽⁴⁾, describen algunos síntomas y signos que ocasionan los cambios electroquímicos provocados en boca. Entre los más comunes se encontraron: sabor metálico que generalmente aparece inmediatamente después de la confección de restauraciones metálicas y puede disminuir o desaparecer al poco tiempo, aumento de la salivación, sensación de ardor u hormigueo de los bordes laterales

de la lengua, sensaciones extrañas en la boca acompañada de indigestión y pérdida de peso, dolor en la rama trigeminal que corresponde al diente afectado, desintegración o decoloración de las restauraciones metálicas, irritación crónica o ulceraciones presentes en la mucosa adyacente y presencia de lengua geográfica entre otras.

Los mismos autores refieren que el fenómeno de polarización puede reducir considerablemente las corrientes galvánicas sin llegar a anularla completamente. La acumulación de productos de corrosión sobre la superficie del metal puede reducir la corriente aunque frecuentemente son removidos por las técnicas de higiene bucal. ⁽⁴⁾

Por otra parte, López-Alías y Cols. (2006) ⁽¹⁵⁾ realizaron un estudio cuyo propósito fue cuantificar la cantidad de iones metálicos liberados por varias aleaciones dentales sometidas a un flujo continuo de saliva y predecir las complicaciones toxicológicas y nutricionales de dicha liberación.

Los autores utilizaron tres sistemas de aleación a base Ni-Cr, una aleación noble, una de alto contenido de metales nobles y dos aleaciones a base de Cu-Al. La composición de las aleaciones fue verificada por un análisis cuantitativo usando difracción de rayos X que indicó la presencia de los elementos tal como lo indica la Tabla No.11. Las aleaciones se fundieron y se sumergieron en un flujo continuo de saliva artificial por un periodo de quince días. Los especímenes se sumergieron dentro de un recipiente plástico que contenía cinco especímenes de cada aleación, y se utilizó una bomba peristáltica para mantener un flujo constante de saliva artificial que permitió que esta circulara a través de los recipientes como se puede observar en la figura 5. La bomba peristáltica fue regulada a un flujo de 2,7ml/hr que corresponde al 10% del flujo real de secreción salival. ⁽¹⁵⁾

Análisis cuantitativo de la composición de cada aleación. (% en peso)

Aleación	Ni	Cr	Mo	Al	Si	Sn	Be	Pd	Au	Ag	In	Ga	Zn	Cu	Mn	Fe
WC-Litecast	71	15	13,0	1												
Litecast B	a base de Niquel	79	12,0	3,5	4,3			5,7								
Nibon		63	18	7,1		5,5	3,6									
Cerapall 6	Noble								75,0	6,1	6,4	5,9	6,0			
Pontor 4CF	Alta Nobleza							8,7	64	20	3,7		1,0			
Orcast	Cu-Al	4,6			11									83,0		1,5
NPG		3,6			8,7								3,0	81	1,5	2,1

Tabla No. 11. Extraído de José F. López-Alias. Ion release from dental casting alloys as assessed by a continuous flow system: Nutritional and toxicological implication. Dental Materials, 22 (2006): 832-837

Bomba Peristáltica y recipientes plásticos de corrosión.

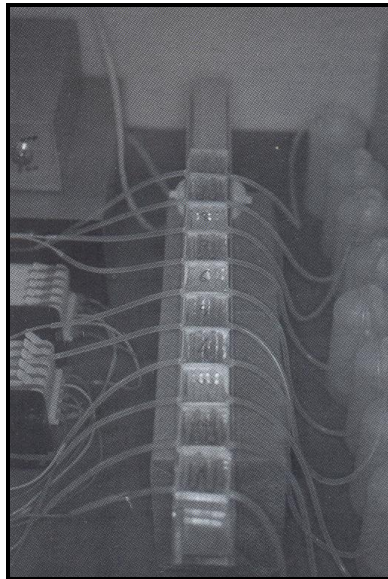


Figura No. 5. Extraído de Jose F. Lopez-Alias. Ion release from dental casting alloys as assessed by a continuous flow system: Nutritional and toxicological implication. Dental Materials, 22 (2006): 832-837.

Para simular las tres comidas diarias, los especímenes fueron sometidos a tres episodios diarios de treinta minutos de duración que consistieron en una disminución de pH y un aumento de la salinidad de la saliva artificial. Los cambios de pH y salinidad de la saliva artificial se lograron agregando Na-Cl y ácido acético a través de una válvula eléctrica conectada a un reloj. Después de quince días la saliva artificial fue analizada para determinar la cantidad de iones metálicos liberados por los especímenes. ⁽¹⁵⁾

Los resultados se expresaron en un promedio de liberación de iones medidos en $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ al día, por cada aleación utilizada, comparándolos con una cantidad máxima de ingesta diaria de cada ion. ⁽¹⁵⁾

Los resultados señalaron: las aleaciones de Cu-Al liberaron iones de Cu, Al, Ni, Mn y Fe. Las aleaciones a base de Ni liberaron Ni y Cr principalmente, y en presencia de Be liberaron aun más cantidad de Ni. Sin embargo, las aleaciones nobles y de alto noble resultaron ser altamente resistentes al fenómeno de corrosión. ⁽¹⁵⁾

Los autores discuten que las propiedades físicas y la biocompatibilidad de las aleaciones dependen de su composición química y de su microestructura. En general, las aleaciones de fases múltiples son más propensas a sufrir corrosión que las aleaciones de una sola fase, debido al efecto galvánico que ocurre entre las diferentes áreas que se encuentran dentro de una misma aleación. En efecto, una misma aleación puede mostrar diferente susceptibilidad a la corrosión en diferentes condiciones estructurales creadas por tratamientos térmicos. ⁽¹⁵⁾

Existen algunos factores que pueden cambiar las propiedades finales de las aleaciones tales como: el aumento o la disminución de la temperatura durante el proceso de colada, la presencia de impurezas y algunas veces el proceso de aplicación de la porcelana sobre la superficie de metal. ⁽¹⁵⁾

En el presente estudio, el contenido de Be, de las aleaciones a base de Ni-Cr, produjo que se liberara mayor cantidad de Ni. La resistencia a la corrosión de las aleaciones de Ni-Cr depende de la formación de una delgada capa de óxidos en la superficie del metal, que resulta de un proceso de corrosión inicial que actúa como una capa protectora. Este fenómeno conocido como pasivación genera una curva de liberación de iones con una alta liberación inicial que disminuye en el tiempo. Sin embargo, esta capa de pasivación puede ser alterada por varios factores como por ejemplo, el hábito del bruxismo. Incluso el Be en pocas proporciones forma una fase eutéctica Ni-Cr-Be que es susceptible a sufrir mayor corrosión, ocasionando que se libere mayor cantidad de iones de Ni y Be. ⁽¹⁵⁾

Los autores concluyen que la cantidad de liberación de iones metálicos fue muy por debajo del nivel de tolerancia máxima de un individuo, a excepción del Ni en aleaciones con contenido de Be, que presentaron una liberación de iones cercana al 50% de los valores máximos tolerados.⁽¹⁵⁾

Sutow y Cols (2006) ⁽¹⁶⁾ refieren que el potencial de corrosión de una amalgama dental ha sido determinado generalmente utilizando una medida única, a pesar que la abrasión y algunos factores ambientales puedan alterar continuamente la reactividad de esta aleación.

Los autores evaluaron el potencial de corrosión de 148 amalgamas en 12 pacientes durante un periodo de 28 días con el propósito de determinar la variación máxima de dicho potencial. ⁽¹⁶⁾

El potencial de corrosión de la aleación de amalgama sufrió cambios severos durante el periodo de 28 días, obteniendo fluctuaciones de potencial desde un valor de 85 mV hasta 329 mV y un valor promedio de 74mV, lo que

explica que el potencial de corrosión de una amalgama dental varia de manera importante en el tiempo y una medida única no describe el comportamiento electroquímico de una restauración. ⁽¹⁶⁾

Los autores definen la variación de potencial de corrosión de una restauración como el valor absoluto de la diferencia del potencial electroquímico más positivo y el más negativo en el periodo de tiempo de 28 días. ⁽¹⁶⁾

Los cambios de potencial de corrosión, especialmente los más acentuados, pueden tener un efecto significativo en la tasa de corrosión galvánica. A medida que aumenta la diferencia de potencial de dos restauraciones diferentes, aumenta el proceso de corrosión de la amalgama alterando el pH en el ánodo y el cátodo. Los cambios que ocurren en el potencial de corrosión pueden propiciar que una restauración de amalgama cambie su comportamiento en una celda galvánica de anódico a catódico y viceversa. ⁽¹⁶⁾

4. IMPORTANCIA CLÍNICA DE LAS CORRIENTES GALVANICAS EN IMPLANTOLOGÍA

Mc Gregor y Flicking (1943) citados por Oehlers (1957) ⁽¹⁴⁾, describen lesiones óseas en tres casos de fracturas de maxilares inferiores que fueron tratados con el uso de placas extraorales cuyas composiciones eran aleaciones de acero inoxidable que contenían Cr, y que estaban unidas por tornillos a una férula intraoral constituida por una aleación de Ag-Cu.

Por su parte, Oehlers reporta dos casos con complicaciones creadas a partir de la acción electrolítica generada por la aleación de Ag-Cu con la cual fue confeccionada la férula intraoral y algunas aleaciones que fueron utilizadas en rehabilitaciones protésicas de los mismos pacientes. ⁽¹⁴⁾

En el primer caso, un paciente masculino de origen chino de 25 años de edad, sufrió una fractura en el ángulo derecho de la mandíbula que fue tratada con la utilización de un sistema de fijación similar al descrito anteriormente. Sus cuatro incisivos superiores habían

sido extraídos anteriormente y rehabilitados con una prótesis fija de canino a canino confeccionada en una aleación de Cu-Zn. ⁽¹⁴⁾

La férula intraoral del sistema de fijación fue cementada sobre las restauraciones protésicas y los dientes del maxilar superior con un cemento “Ames” a base Cu. Al poco tiempo el paciente desarrolló una úlcera dolorosa en la mucosa del labio superior que estaba en contacto con la férula superior. La úlcera siguió aumentando de tamaño en las siguientes semanas hasta descubrir gran parte de las raíces de los caninos superiores y el hueso adyacente. La férula superior fue removida y se observaron productos de corrosión en la superficie metálica de la restauración protésica. Por otra parte la unión de la fractura fracasó y nunca hubo evidencia de alguna infección de la zona tratada. ⁽¹⁴⁾

En el segundo caso, un paciente masculino de origen chino, de 36 años de edad sufrió una fractura conminuta del lado izquierdo del maxilar inferior que fue tratada con

el mismo sistema de fijación utilizado en el caso anterior.⁽¹⁴⁾

En cada lado del maxilar superior, el paciente había sido rehabilitado previamente con prótesis fijas desde el segundo premolar al tercer molar confeccionadas en una aleación de Cu-Zn, otra prótesis fija desde el incisivo central superior derecho al canino izquierdo y una corona individual en el incisivo lateral superior izquierdo confeccionadas en una aleación a base de Au. La férula de fijación superior de la aleación de Ag-Cu fue cementada con el mismo cemento "Ames" a base de Cu que se utilizó en el primer caso. ⁽¹⁴⁾

Poco tiempo después el paciente desarrolló una úlcera dolorosa en la mucosa de los dos carrillos, y una semana después presentó una osteomielitis en el sitio de la fractura que ocasionó un defecto óseo considerable visto radiográficamente. Al remover la férula superior, se observó que la aleación de Cu-Zn de las prótesis fijas superiores había sido gravemente corroída. ⁽¹⁴⁾

El autor utilizo un potenciómetro de múltiple rango con una solución de ácido sulfúrico diluido para medir la diferencia del potencial existente entre las aleaciones de Ag-Cu y algunas aleaciones para colado utilizadas en la confección de coronas y puentes. Se comprobó la presencia de corrientes galvánicas entre estas aleaciones diferentes utilizadas y los valores obtenidos entre las diferencias de potencial eléctrico de los distintos tipos de aleaciones pueden observarse en la Tabla No. 12 ⁽¹⁴⁾

Diferencias de potencial eléctrico entre una aleación de Ag-Cu y otras aleaciones para restauración de prótesis fija sumergidas en una solución electrolítica de ácido sulfúrico diluido.

Electrodos		Diferencia de Potencial
+	-	
Placa de Fijación	Aleación de Ag (removida del caso II)	18 milivoltios
Placa de Fijación	Aleación de Cu-Zn (removida del caso II)	165 milivoltios
Placa de Fijación	Aleación de Cu (especimen aleatorio)	130 milivoltios
Placa de Fijación	Aleación de Ni-Ag-Cu (especimen aleatorio)	270 milivoltios
Placa de Fijación	Aleación de Ni-Ag-Cu (especimen aleatorio)	246 milivoltios

Tabla No. 12. Extraído de Oehlers. Electrolytic Action Related to Metal Bridge restoration in the treatment of Jaw Fractures. British Dental Journal: 494-498.

Los resultados obtenidos en la Tabla No. 12 indican los valores relativos de la actividad electrolítica que puede existir entre la aleación de Ag-Cu, con la que fue confeccionado el sistema de fijación, y las respectivas aleaciones metálicas para prótesis fijas. ⁽¹⁴⁾

El autor concluye que el grado de acción electrolítica en relación a las aleaciones de Cu-Zn puede ser de 8 a 9 veces mayor en comparación con las aleaciones a base de Au y en el caso de las aleaciones de Ni-Ag-Cu puede llegar a ser hasta 15 veces mayor en comparación a las aleaciones a base de Au. ⁽¹⁴⁾

Posible flujo de corrientes galvánicas

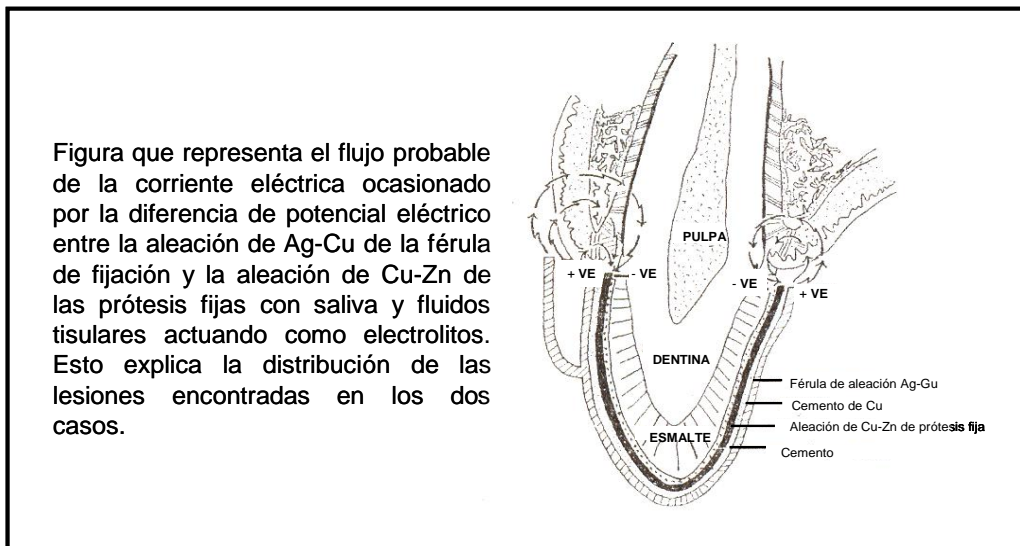


Figura No. 6. Extraído de Oehlers. Electrolytic Action Related to Metal Bridge restoration in the treatment of Jaw Fractures. British Dental Journal: 494-498.

Por otra parte Guindy y Cols. (2004) ⁽¹⁾ refieren que la mayoría de los fracasos obtenidos en implantología después del proceso de oseointegración pueden atribuirse a la corrosión de las supraestructuras protésicas

realizadas y a la mala manipulación de los materiales seleccionados.

Algunas patologías que pueden cursar de manera crónica o aguda son generalmente el resultado de procesos corrosivos. Las superficies de metales y aleaciones pueden ser solubles en el medio intraoral (electrolito), ocasionando un intercambio de iones y electrones. Los iones provenientes de los metales y aleaciones corroídas pueden difundir a los tejidos blandos y duros adyacentes causando reacciones toxicas locales. ⁽¹⁾

Los autores refieren que el proceso de corrosión generalmente se detecta cuando los tejidos adyacentes manifiestan algunos cambios biológicos o cuando se observan cambios a nivel del metal o aleación cerca del margen de la restauración. ⁽¹⁾

Dos factores contribuyen a la disminución del pH que ocasiona la corrosión de los márgenes de la restauración. El primero de ellos se atribuye a la disminución o eliminación del flujo de oxígeno. Besimo y Wahl citados

por Guindy sugieren que, el segundo de ellos, es la producción de metabolitos producidos por las bacterias que colonizan los márgenes y las superficies internas de la restauración al poco tiempo después de ser cementadas. ⁽¹⁾

Besimo (1999) citado por Guindy refiere que la colocación de barnices antibacteriales en los márgenes de la restauración redujo a corto plazo la colonización bacteriana, y asume que la cementación de la restauración con un cemento definitivo puede disminuir de alguna manera la cantidad y velocidad del proceso de corrosión, aunque sigue siendo necesario el uso de metales y aleaciones biocompatibles para la confección de supraestructuras protésicas. ⁽¹⁾

Guindy y Cols ⁽¹⁾ realizaron un estudio donde analizaron seis implantes que fracasaron después de haber cumplido el proceso de oseointegración. Los autores realizaron un análisis del hueso adyacente y de las supraestructuras protésicas de los implantes fracasados. Las características de los implantes eran idénticas y el

diámetro de los implantes variaba dependiendo de la cantidad de hueso disponible al momento de la cirugía. Las supraestructuras protésicas habían sido confeccionadas por el mismo técnico de laboratorio con una aleación de 86% de Au, 7% de Pt, 4% de Pd, 1% de Ag y 2% de pequeñas cantidades de Co In y Sn.

Las muestras de hueso obtenidas fueron estudiadas por absorción atómica espectrofotométrica para determinar la cantidad de iones de Au, Pd, Ag, Cu, In, Ga, Cd, Co y Ni.⁽¹⁾

La superficie metálica del implante, del aditamento y la supraestructura protésica fueron observadas bajo un microscopio de luz y un microscopio de barrido electrónico para observar la corrosión del metal. Las aleaciones y los componentes de las soldaduras utilizadas en las supraestructuras fueron analizados usando un análisis de Rx de dispersión energética.⁽¹⁾

Los resultados obtenidos indicaron que las superficies de todas las coronas y de los implantes presentaron extensas áreas de corrosión y oxidación. El fenómeno de

corrosión fue encontrado exclusivamente en la superficie de los márgenes internos de las restauraciones. Por otra parte, el hueso obtenido de cinco de los implantes demostró diferentes grados de incorporación de iones de Au, Cu, Co, In, Pd y Ag. ⁽¹⁾

Analisis cualitativo de las aleaciones y hueso residual después de las detección de lesiones por corrosión en superficies internas de las coronas

Paciente	Composición de estructuras que sufrieron corrosión (%)							Metales incorporados en el tejido oseó
	Au	Pt	Pd	Ag	Co	In	Sn	
1	68	4	1	0	4	7	8	Au, Co, Cu, In
2	66	6	4	0	8	8	2	In
3	78	7	1	0	3	3	0	Au, Co, Cu
4	79	6	3	0	1	5	0	Ag, Au, Co, Cu, In
5	66	6	2	0	5	11	2	Ag, Au, Co, Cu, In, Pd
6	69	5	2	0	3	7	2	Muestra insuficiente

Tabla No. 13. Extraído de Guindy. Corrosion at the Marginal Gap of Implant-Supported Suprastructures and Implant Failure. The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants (2004): 826-831

Contenido de iones metálicos del hueso residual en comparación con el contenido de iones metálicos de hueso normal del maxilar inferior

Paciente	Hueso						
	Recolectado (mg)*	Au	Co	In	Cu	Ag	Pd
1	1,5	174	14	ND	22	ND	ND
2	0,2	ND	ND	13	ND	ND	ND
3	4,1	99	15	13	40	ND	ND
4	0,8	8	240	ND	290	26	ND
5	16,4	150	250	7	15	2	5
Cantidades fisiológicas normales en hueso mandibular		0,2 ± 0,9	0,07 ± 0,3	ND	4,1 ± 5,4	0,2 ± 0,38	ND

* Peso en seco

Todos lo valores detectados estan señalados en microgramos por gramo de hueso

Tabla No. 14. Extraído de Guindy. Corrosion at the Marginal Gap of Implant-Supported Suprastructures and Implant Failure. The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants (2004): 826-831

Los autores destacan que las aleaciones utilizadas para la rehabilitación de implantes deben tener alto contenido

de Au, libres de óxidos adherentes que pueden ser tóxicos como los formados por los elementos In, Co o cualquier aleación a base de Co. ⁽¹⁾

Radiografías que muestran el curso del proceso de oseointegración de un implante en el paciente N° 6: A. Inmediatamente después de la colocación del implante. B. al momento de la cirugía de 2da. Fase. C. después del fracaso, inmediatamente antes de ser removido.

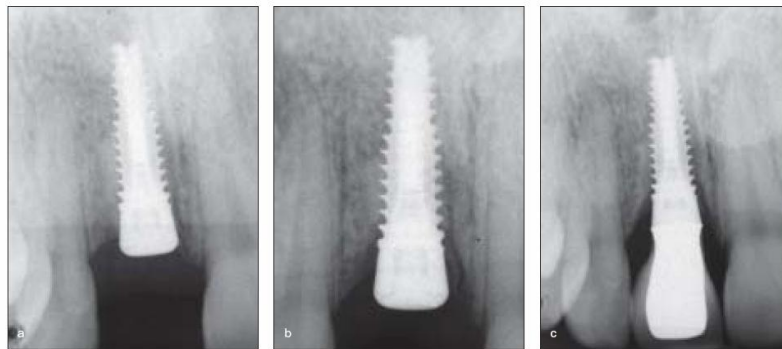


Figura No. 7. Extraído de Guindy. Corrosion at the Marginal Gap of Implant-Supported Suprastructures and Implant Failure. The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants (2004): 826-831

Cortada y Cols. (2000) ⁽¹²⁾ realizaron un estudio en donde analizaron el comportamiento de cinco aleaciones para supraestructuras protésicas que fueron acopladas a un implante de Ti Cp en una solución de saliva artificial a 37°C, e investigaron la influencia de las diferencias químicas de estas aleaciones en los procesos corrosivos. La composición química del implante de Ti Cp y de las aleaciones para supraestructuras se observan en la Tabla No. 15.

Composición química de la aleación de Ti (implante) y de las cinco aleaciones estudiadas

Materiales	Composición Química
Implante	Ti Cp grado 1 (> 99,9% de Ti)
Titanio Maquinado	Ti Cp grado 2 (> 99,5% de Ti)
Titanio Colado	Ti Cp grado 2 (> 99,5% de Ti)
Aleación de Paladio	73,7% Pd, 14,9% Cu, 11,4% Ga
Aleación de Cr-Ni	76,5% Ni, 14,3% Cr, 5,6% Al, 2,3% Mo, 0,8 Si, 0,5% Fe
Aleación de Oro	50,0% Au, 31,5% Cu, 13,0% Ag, 5,4% Zn

Tabla No. 15. Extraído de M. Cortada. Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. Kluwer Academic Publisher (2000): 287-293

Los resultados obtenidos indicaron que la aleación de contenido de Au tiene una excelente resistencia a la corrosión debido a la estabilidad termodinámica del Au, sin embargo, iones metálicos se liberan al ambiente. ⁽¹²⁾

Los autores discuten que en el caso de las aleaciones de bajo contenido de Au, la corrosión ocurre en las regiones ricas en Ag como focos primarios, y en las regiones ricas en Cu como focos secundarios atacando principalmente los límites de grano. ⁽¹²⁾

La aleación de Pd mostró disolución selectiva de las fases ricas en Cu. Esta aleación unida al implante de Ti Cp reveló muy pocas cantidades de liberación de iones de

Pd pero una liberación significativa de otros iones como Cu y Ga. ⁽¹²⁾

El uso de aleaciones de Ti Cp para supraestructuras produjo una disminución importante en la corrosión galvánica. El óxido que se forma sobre el Ti provee la resistencia a la corrosión y a la desintegración de los márgenes. Sin embargo, se observa un aumento de la liberación de iones al colocar la supraestructura lo cual se debe a la corrosión que se produce entre el implante y la supraestructura, que a pesar de ser de la misma naturaleza química, presentan diferentes grados de pureza, geometría, tamaño de grano y acabado superficial. No obstante, la liberación de iones es pequeña. ⁽¹²⁾

La fase eutéctica de las aleaciones Ni-Cr son susceptibles a corrosión superficial y así interrumpen la película de óxido, por lo tanto, esta aleación presenta un fenómeno de corrosión localizado. Los resultados de la liberación de iones muestran que las aleaciones de Ni-Cr liberan la mayor cantidad de iones de Cu, Ni, Cr y Mo, presentando la menor resistencia a la corrosión. ⁽¹²⁾

Heiss citado por Taher (2000) ⁽¹⁷⁾ señala que la corrosión galvánica de las supraestructuras de implantes es importante en dos aspectos. En el primero, sugiere que la disolución de los componentes de la aleación puede ocasionar efectos biológicos. Por otra parte, en el segundo, sugiere que el flujo de la corriente eléctrica a través del implante de Ti Cp y la restauración pueden producir la destrucción del hueso.

Taher y Cols (2000) ⁽¹⁷⁾ realizaron un estudio *in vitro* para evaluar y comparar el comportamiento de la corrosión galvánica generada entre dos aleaciones de Co-Cr, una de Ni-Cr, una de Ag-Pd, una aleación de alto contenido de Au, una de amalgama y una de Ti cuando están acopladas a implantes de Ti Cp.

Se prepararon 24 especímenes y se utilizó saliva fresca artificial como solución electrolítica dentro de una celda de corrosión como lo muestra la Figura No. 8, la duración del experimento fue de 24 horas para cada pareja y se midió el potencial común, la corriente galvánica y la

integración de corrientes para cada uno de ellos. Las ocho combinaciones de aleaciones con tornillo de cicatrización de Ti se listan en la Tabla No.16. ⁽¹⁷⁾

Figura esquemática de celda galvánica.

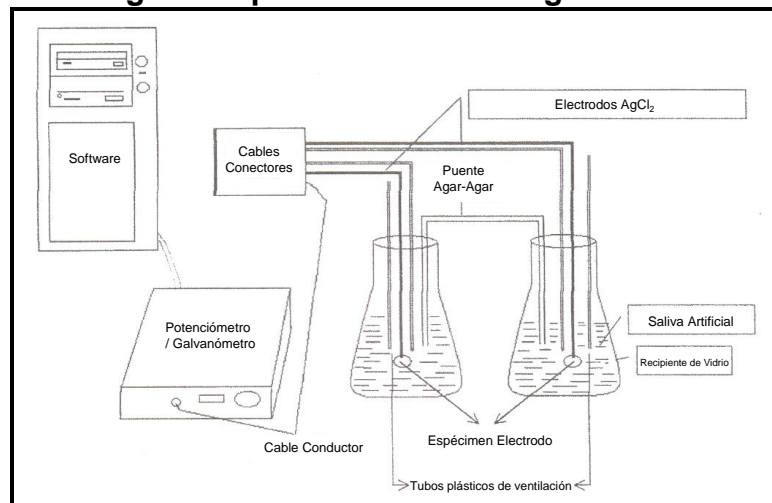


Figura No. 8. Extraído de Taher. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure alloys. Dental Material 19 (2003): 54-59

Los resultados indicaron que las mejores combinaciones fueron las aleaciones de alto contenido de Au y las aleaciones a base de Ti, que generaron las menores diferencias de potencial eléctrico y por lo tanto la menor producción de corrientes galvánicas. Por otra parte la combinación de aleación de Ni-Cr demostró comportamientos galvánicos inaceptables por lo que no deben ser utilizadas en la confección supraestructuras protésicas para implantes de Ti Cp. ⁽¹⁷⁾

Composición de las aleaciones

Aleación	Código	Nombre	Fabricante	Composición ^a
Co-Cr	R 2000	Remanium 2000	Dentaram, Germany	Co=61%, Cr=25%, Mo=7%, W=5%, Si=1,5%
Co-Cr	R 800	Remanium 800	Dentaram, Germany	Co=63,5%, Cr=30%, Mo=5%, Si=1%, Mn=0,2%, C=0,3%
Ni-Cr	RCS	Remanium CS	Dentaram, Germany	Ni=61%, Cr=26%, Mo=11%, Si=1,5%, Fe, Ce, Al < 1%
Ag-Pd	Jel	Jelstar	Jelenko, New York, USA	Pd=60%, Ag=28%, Sn=6%, In=6%
Au	Pont	Pontalloy-4	Degussa, Germany	Au=40%, Pd=7,9%, Ag=35%, Cu=7%, Sn, Ir < 2%, In=5%, Zn=3,5%
Titanio Ternario	Ter Ti	Experimental		Ti=60%, Ag=10%, Cu=30%
Tornillo de cicatrización de Ti (SCPB-010)	SSTi	Rematitan	Dentaram, Germany	O= 0,12%, N=0,05%, C=0,06%, H=0,13%, Ti= resto
Amalgama	Amalg	Dispersalloy	3M, Johnson, New Brunswick, New Jersey, USA	Ag=34,8%, Sn=8,9%, Cu=5,9%, Zn=0,3%, Hg=50%

^a Composición Química en % por peso

Tabla No. 16. Extraído de Taher. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure alloys. Dental Material 19 (2003): 54-59

En el caso de las combinaciones de Ti y amalgama, las corrientes galvánicas iniciales fueron altas y negativas. El valor promedio de la corriente durante las últimas seis horas fue el más alto de las combinaciones y presentó un valor negativo lo cual denota el comportamiento anódico de la amalgama y su continua pasivación. Sin embargo, la oxidación del Ti es muy rápida para ser registrada y la densa capa de óxido impidió el flujo de electrones. (17)

Con las limitaciones de este estudio, los autores concluyen que las aleaciones de alto contenido de Au son excelentes para ser acopladas a implantes de Ti Cp. Las aleaciones de Ag-Pd también presentan un

comportamiento aceptable como supraestructuras de implantes. No obstante, las aleaciones de metal no noble demostraron un comportamiento inestable frente al proceso de corrosión galvánica cuando fueron acopladas a implantes de Ti Cp. ⁽¹⁷⁾

Es importante destacar que las aleaciones de amalgama demostraron tener una alta interacción galvánica cuando fueron acopladas a implantes de Ti Cp, lo cual confirma la recomendación de evitar la combinación de los mismos en la cavidad bucal. ⁽¹⁷⁾

Ravnholt y Cols. (1991) ⁽¹⁸⁾ realizaron un estudio *in vitro* para comparar el comportamiento electroquímico de dos materiales para confección de supraestructuras protésicas de implantes de Ti Cp.

El primer material seleccionado fue un material compuesto por una resina acrílica de polimetilmetacrilato de metilo (PMMA) y fibras de carbono. El segundo fue una aleación de Ag-Pd que fue seleccionada por su bajo costo y sus propiedades físicas similares a las de las

aleaciones de Au tipo 3. El material de referencia fue un implante de Ti Cp. ⁽¹⁸⁾

El implante de Ti Cp fue colocado como electrodo en una celda de corrosión que contenía una solución de NaCl para simular un implante colocado en la mandíbula. ⁽¹⁸⁾

El material de supraestructura fue colocado en otra celda aparte para simular una restauración protésica colocada en la saliva. Las celdas se unieron por un puente de agar para permitir el transporte iónico entre ellas y para completar el circuito se conectaron los electrodos mediante una resistencia con una capacidad de 10 ohms y cada combinación de materiales fue observada por 20 días. ⁽¹⁸⁾

La aleación de Ag-Pd fue estudiada en tres formas diferentes. La primera presentación fue una lámina de aleación tal cual como la provee el fabricante. Las otras dos fueron estructuras coladas de dos maneras diferentes, una fue un colado completo y la otra fue una

estructura seccionada y unida con una soldadura realizada en una aleación de Au-Ag-Pd. ⁽¹⁸⁾

Los sólidos obtenidos fueron examinados por difracción de Rx. Se midió las variaciones de pH y la cantidad de corrientes galvánicas producidas entre los electrodos. ⁽¹⁸⁾

En los resultados ningún espécimen presento corrientes galvánicas ni productos de corrosión, con excepción del espécimen que había sido soldado como fue descrito anteriormente, el cual presento un gran depósito de productos de corrosión de color marrón que cubrían la mayoría de las superficies, además de una concentración de productos verdes ubicados en la unión soldada. ⁽¹⁸⁾

El análisis de difracción de Rx, mostró presencia de oxido de Cu (CuO_2) en todos los sedimentos. En el caso de los sedimentos verdes mencionados anteriormente se presentaron fuertes trazos de $\text{CuCl}_2 \cdot 3\text{Cu}(\text{OH})_2$. ⁽¹⁸⁾

Los autores resaltan que las uniones soldadas tuvieron un comportamiento anódico, liberando iones metálicos que se combinan con iones de hidróxido y de cloruro en el electrolito, que se precipitaron como productos de corrosión en la superficie catódica del resto del espécimen. Esto puede provocar concentraciones iónicas y densidades de corrientes elevadas que pueden llegar a ocasionar sensaciones de sabor y reacciones de los tejidos en un paciente. ⁽¹⁸⁾

En esta investigación la unión de aleaciones de Ag-Pd con los cilindros de Au-Pt o con el material a base de PMMA unidos a un implante de Ti Cp, no produjo productos de corrosión ni corrientes galvánicas, pero demuestra que cuando el colado necesita ser seccionado y soldado deben estudiarse cuidadosamente la composición y las propiedades de las aleaciones, en especial su contenido de Cu. ⁽¹⁸⁾

Se puede concluir que los materiales investigados son compatibles con el Ti Cp, siempre y cuando puedan ser colados con una precisión suficiente como para no

necesitar ser seccionados y soldados. Los autores resaltan que se debe tomar en cuenta que la corrosión galvánica *in vivo* debe ser aun mayor que las observadas en el estudio. ⁽¹⁸⁾

III. CONCLUSIONES

1. Todas las aleaciones utilizadas en odontología deben ser biocompatibles y tener propiedades físicas y mecánicas que garanticen una adecuada función y longevidad de la restauración.
2. Las aleaciones de metales no nobles (excluyendo las del sistema a base de Ti) generalmente tienen propiedades mecánicas superiores a las de las aleaciones nobles y de alto contenido de metales nobles.
3. La corrosión galvánica es esencialmente un proceso electroquímico, que origina que parte o el total del metal se transforme del estado metálico al iónico, alterando las propiedades físicas y estéticas de una aleación.
4. Los iones provenientes de la corrosión galvánica de aleaciones utilizadas en la cavidad bucal pueden difundir a los tejidos adyacentes ocasionando reacciones tóxicas locales.
5. La correcta selección y manipulación de materiales restauradores son la base del éxito de las restauraciones implantoportadas.

6. Existe poca data que analice la influencia de aleaciones de metales nobles y no nobles en la actividad electroquímica.
7. Si hubiese un aumento en la actividad electroquímica, deberá determinarse si el produce daños a los tejidos duros y blandos.

IV. GLOSARIO DE TERMINOS

ÁNODO: Polo positivo de un generador de electricidad. ⁽¹⁹⁾ se denomina ánodo al electrodo positivo de una célula electrolítica hacia el que se dirigen los iones negativos dentro del electrolito, que por esto reciben el nombre de aniones. ⁽⁷⁾

ÁTOMO: Cantidad menor de un elemento químico que tiene existencia propia y se consideró indivisible. Se compone de un núcleo, con protones y neutrones, y de electrones orbitales, en número característico para cada elemento químico. ⁽⁷⁾

BIOCOMPATIBILIDAD: Ausencia de reacciones alérgicas, inmunitarias, etc., en el contacto entre los tejidos del organismo y algunos materiales. ⁽⁷⁾

CÁTODO: Polo negativo de un generador de electricidad. ⁽¹⁹⁾ Se denomina cátodo al electrodo negativo de una célula electrolítica hacia el que se dirigen los iones positivos, que por esto reciben el nombre de cationes. ⁽⁷⁾

CELDA GALVÁNICA O ELECTROQUÍMICA: Sistema que permite obtener energía a partir de una reacción química de óxido-reducción. ⁽⁶⁾

CIRCUITO ELÉCTRICO: Serie de elementos o componentes eléctricos, tales como resistencias, inductancias, condensadores y fuentes, o electrónicos, conectados eléctricamente entre sí con el propósito de generar, transportar o modificar señales eléctricas. (10, 7)

DENSIDAD: Magnitud que expresa la relación entre la masa y el volumen de un cuerpo. Su unidad en el Sistema Internacional es el kilogramo por metro cúbico (kg/m^3). (7)

ELECTRODO: En un voltámetro o un tubo de gas enrarecido, extremidad de cada uno de los conductores fijados en los polos de un generador eléctrico. (19)

ELECTROLITO: Es una sustancia que al disolverse en agua, da lugar a la formación de iones. Los electrolitos pueden ser débiles o fuertes, según estén parcial o totalmente ionizados o disociados en medio acuoso. (7, 19, 5)

ELECTRÓN: Partícula elemental más ligera que forma parte de los átomos y que contiene la mínima carga posible de electricidad negativa. (7)

ELECTRONEGATIVO: Dícese del cuerpo que en la electrolisis se dirige al ánodo. ⁽¹⁹⁾

ELECTRPOSITIVO: Dícese del cuerpo que en la electrolisis va al polo negativo. ⁽¹⁹⁾

ELEMENTO QUÍMICO: Sustancia constituida por átomos cuyos núcleos tienen el mismo número de protones, cualquiera que sea el número de neutrones. ⁽⁷⁾

ENERGÍA: Capacidad de un cuerpo para realizar trabajo en razón de su posición en un campo de fuerzas. ⁽⁷⁾

ESTADO: Cada uno de los grados o modos de agregación de las moléculas de un cuerpo. Estado sólido, líquido, gaseoso. ⁽⁷⁾

EUTÉCTICO: Dicho de una aleación: Cuyos componentes están en una proporción tal que se obtiene el punto de fusión más bajo posible. ⁽⁷⁾

FASE: Cada una de las partes homogéneas físicamente separables en un sistema formado por uno o varios componentes. ⁽⁷⁾

HERRUMBRE: Óxido del hierro. ^(7, 19)

IÓN O ION: Átomo o agrupación de átomos que por pérdida o ganancia de uno o más electrones adquiere carga eléctrica. ⁽⁷⁾

LÍMITE ELÁSTICO: Tensión máxima que se puede inducir en un material sin producir deformación permanente, ligeramente superior al límite proporcional. ⁽¹⁰⁾

LÍMITE PROPORCIONAL: Tensión máxima que se puede inducir a un material sin que se pierda la proporcionalidad entre tensión y deformación. ⁽¹⁰⁾

METALOIDE: Cuerpo simple no metálico. Los metaloides son malos conductores de calos y electricidad; no tienen en general brillo metálico, y todos sus compuestos son óxidos neutros o ácidos. Los metaloides son, fluor, cloro, bromo, yodo, oxígeno, azufre, celenio, telurio, nitrógeno, fósforo, arsénico, carbono, silicio y boro. ⁽¹⁹⁾

MÓDULO DE ELASTICIDAD: Parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza. Para un material elástico lineal e isótropo, el módulo de elasticidad tiene el mismo valor para una tracción que

para una compresión, siendo una constante independiente del esfuerzo siempre que no exceda de un valor máximo denominado límite elástico. ⁽¹⁰⁾

NEUTRÓN: Partícula masiva sin carga eléctrica. Neutrones y protones forman los núcleos atómicos. ⁽⁷⁾

ÓXIDO: Compuesto que resulta de combinar oxígeno generalmente con un metal, o a veces con un metaloide. Capa, de diversos colores, que se forma en la superficie de los metales por oxidación. ⁽⁷⁾

PROTÓN: Partícula subatómica con carga eléctrica positiva, que constituye, el núcleo de los átomos junto con los neutrones, y cuyo número, denominado número atómico, determina las propiedades químicas del átomo. ⁽⁷⁾

SAL: Compuesto resultante de la sustitución de los átomos de hidrógeno de un ácido por radicales básicos. ⁽⁷⁾

SOLUCIÓN: mezcla homogénea de dos o más sustancias. ⁽⁷⁾

VALENCIA QUÍMICA: Numero que expresa la capacidad de combinación de un átomo o radical con

otros para formar un compuesto. La unidad se atribuye al hidrógeno. ⁽⁷⁾

VOLTÁMETRO: Todo aparato donde se produce una electrolisis. Aparato que permite descomponer el agua con la corriente eléctrica. ⁽¹⁹⁾

VOLTÍMETRO: Aparato para medir la fuerza electromotriz y las diferencias de potencial. ⁽¹⁹⁾

VOLTIO: Unidad de fuerza electromotriz y de diferencia de potencial o tensión equivalente la diferencia de potencial eléctrico que existe entre dos puntos de un conductor recorrido por una corriente constante de un amperio, cuando la corriente perdida entre esos puntos es igual a un vatio. ⁽¹⁹⁾

V. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Guindy, J.S, Schiel H, Schmidll F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. Oral Maxillofac Implants 2004; 19: 826-831.
2. Phillips R. La Ciencia de los materiales dentales. 9na. Edición. México, D.F.: Interamericana McGraw-Hill ; 1993. p. 255-266, 279-312.
3. Anusavice K. J. Phillips ciencia de los materiales dentales. 11va. Edición. Madrid: Elsevier España; 2004. p. 42-69, 103-140, 563-617.
4. Everett S, Schriever W, Caughron S. Problem of electrogalvanism in the oral cavity caused by dissimilar dental metals. The Journal of the American Dental Association 1940; 27: 1765-1772.
5. Herrera E. Bioquímica aspectos estructurales y vías metabólicas. Vol. 1. 2da Edición. Madrid: Interamericana McGraw-Hill; 1996. p. 12-32.
6. Avner S.H. Introducción a la metalurgia física. Segunda Edición. México: McGraw-Hill; 1981. p. 578-598.
7. Diccionario Real Academia Española <http://www.rae.es/> (20-02-07, 5:14 p.m)
8. Craig RG. Restorative dental materials. 10ma. Edición. St. Louis: Mosby; 1997. p. 383.
9. Wataha J. Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent 2002; 87: 351-363.

10. Macchi R. Materiales dentales. 3ra. Edición. Buenos Aires: Editorial Medica Panamericana; 2002. p. 1-103, 257-311.
11. Williams D.F., Cunningham J. Materiales en la odontología clínica. Argentina: Editorial MUNDI S.A.I.C y F; 1982.
12. Cortada M, Giner LI, Costa S, Gil F, Rodriguez D, Planell J. Galvanic corrosion behavior of Titanium implants coupled to dental alloys. Kluwer Academic Publishers 2000; 287-293.
13. Graig R. Materiales de Odontología restauradora. 10ma Edicion. España: Editorial HARCOURT BRACE; 1998.
14. Oehlers F. Electrolytic action related to metal bridge restorations in the treatments of jaw fractures. British Dental Journal 1957; 494-498.
15. López-Alías J, Martinez-Gomis J, Anglada J, Peraire M. Ion release from dental casting alloys as assessed by a continuous flow system : Nutritional and toxicological implications. Dental Materials 2006; 22 (9): 832-837
16. Sutow E, Maillet W, Hall G. Corrosion potential variation of aged dental amalgam restoration over time. Dental Materials 2006; 22 (4): 325-329.
17. Taher N, Jabab A. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. Dental Materials 2003; 19:54-59.

18. Ravnholt G, Jensen J. Corrosion investigation of two materials for implants supraconstructions coupled to a titanium implant. Scand J Dent Res 1991; 99: 181-186.
19. Pequeño Larousse ilustrado. Paris: Hollier –Larousse; 1964.