

# EVALUACIÓN DE LA SUSCEPTIBILIDAD A LA CORROSIÓN DE PARES GALVÁNICOS DE AMALGAMAS DE PLATA CON ALEACIONES DENTALES Ni-Cr EN SALIVA ARTIFICIAL USANDO EL MÉTODO DE EVANS Y LAS FÓRMULAS DE MANSFELD

## EVALUATION OF THE SUSCEPTIBILITY TO CORROSION OF GALVANIC PAIRS OF AMALGAMS OF SILVER WITH DENTAL ALLOYS OF NI-CR IN ARTIFICIAL SALIVA USING THE METHOD OF EVANS AND THE FORMULAS OF MANSFELD

Elvar Quezada Castillo<sup>a</sup>, Bertha Quezada Alván<sup>b</sup>

### RESUMEN

La corrosión galvánica es un proceso de disolución metálica que se produce cuando dos metales de distinto potencial electroquímico se sumergen en un electrolito, originando corrientes eléctricas entre los metales a través del medio conductor. En la restauración de piezas dentales perdidas o deterioradas se usan frecuentemente diferentes aleaciones, quedando la boca expuesta a corrientes eléctricas que circulan a través de la saliva y los fluidos dentarios. En el presente trabajo se utilizaron el método de Evans y las fórmulas de corrección de Mansfeld para evaluar la susceptibilidad a la corrosión de pares galvánicos de amalgamas de plata con aleaciones dentales Ni-Cr en saliva artificial, encontrándose que los más resistentes son los pares formados entre amalgamas de plata de alto cobre con aleaciones Ni-Cr que contienen berilio, y que los productos de corrosión liberados en mayor cantidad al medio electrolítico contienen iones de Hg, Ag, Ni y Cr.

Palabras clave: Aleaciones, amalgamas, corrosión, pares galvánicos, saliva artificial, polarización.

### ABSTRACT

Galvanic corrosion is a process of metallic dissolution that takes place when two metals of different electrochemical potential are submerged in an electrolyte, so originating electrical current between metals through conductor environment. For restoration of lost or deteriorated dental pieces different alloys are used frequently, then mouth is exposed to electrical currents that circulate through the saliva and dental fluids. In the present work the method of Evans and the formulas of correction of Mansfeld were used to evaluate the susceptibility to corrosion of galvanic pairs of amalgams of silver of high copper with Ni-Cr alloys that contain beryllium, and that products of corrosion released in greater amount to electrolytic environment contain ions of Hg, Ag, Ni and Cr.

Keywords: Alloys, amalgams, corrosion, galvanic pairs, artificial saliva, polarization.

### INTRODUCCIÓN

En el mercado nacional e internacional existe una gran variedad de aleaciones dentales. Las más tradicionales son las aleaciones nobles que contienen no menos del 75% de oro y metales del grupo del platino. No sufren deterioro de sus propiedades ni pierden su aspecto estético, el inconveniente es su alto costo. Para sustituirlas aparecieron las aleaciones de metales no preciosos como las de base cobalto, cromo, níquel y titanio. En los países latinoamericanos su uso es frecuente por su bajo costo y últimamente, las aleaciones base cobre tienen gran aceptación en los sectores de menores recursos [1,2].

En la restauración de piezas dentales frecuentemente se usan diferentes aleaciones metálicas, dando lugar al galvanismo oral que ha sido materia de discusión desde hace más de 150 años. Desde el punto de vista electroquímico pueden ocurrir fundamentalmente cuatro combinaciones de metales disímiles: 1) metales que no entran en contacto directo con otros metales; 2) metales en

contacto permanente, o restauraciones adyacentes, o un metal sobre otro; 3) metales en contacto intermitente

<sup>a</sup> Depto. Acad. de Física. Univ. Nac. de Trujillo  
<sup>b</sup> Dpto. Acad. de Ciencias. Univ. Privada Antenor Orrego

como ocurre en dientes restaurados en oposición; 4) dos o más metales juntos en una restauración compleja o aparato ortodóncico [3].

En los últimos 40 años varios investigadores publicaron muchos artículos relacionados con la combinación "clásica" de oro y amalgamas entre los que figuran Fusayama, Fraunhofer y Holland [4-7]. En Suecia en 1985 Moberg, Ravnhot, Arvidson y Johansson publicaron sus experiencias sobre pares galvánicos de amalgamas y oro así como níquel-cromo y cobalto-cromo usando métodos de inmersión. Kumer y Rose en 1983

estudiaron las cuplas de titanio y Co-Cr reportando que las aleaciones de cobalto-cromo no deben usarse en

implantes ortopédicos con aceros inoxidable pero si con aleaciones de titanio [8]. Más tarde Lin, Lo y Ju en China [9,10] estudiaron la biocorrosión de titanio y níquel en solución fisiológica de Hank para determinar su resistencia a la corrosión y usarlo en implantes orales.

El empleo indiscriminado de estas aleaciones sin que exista un estudio serio sobre sus propiedades electroquímicas ni normas que regulen su utilización en los países latinoamericanos nos obliga a implementar y difundir técnicas adecuadas para calificar las aleaciones existentes en el mercado nacional e internacional. Por esta razón, en el presente trabajo usamos el método de Evans y las fórmulas de corrección de Mansfeld para evaluar la susceptibilidad a la corrosión de pares galvánicos de aleaciones dentales Ni-Cr con amalgamas de plata de alto y bajo cobre en saliva artificial, y con EDAX determinamos los productos de corrosión de las cuplas galvánicas.

## TÉCNICA EXPERIMENTAL

### 1. Materiales

Se usaron dos amalgamas de plata y seis aleaciones dentales Ni-Cr cuya composición química se muestra en la tabla 1.

### 2. Preparación de probetas

- Las probetas de Ni-Cr fueron preparadas por el método de la cera perdida con una llama de oxígeno - butano - propano y sometidas a un proceso de centrifugación; estas fueron láminas de 1 cm<sup>2</sup> de superficie por 0,2 cm de espesor.
- Las probetas de amalgamas de plata de bajo y alto cobre (Standalloy y Duralloy) fueron trituradas y condensadas según las instrucciones sugeridas por los fabricantes [11] en forma de cilindros de 0,5 cm de alto por 0,8 cm de diámetro.

Tabla 1. Composición química de amalgamas y aleaciones dentales NiCr en % de masa.

Material	Nombre comercial	Código	Composición química (% m/m)
Amalgama de plata de bajo Cu	Standalloy F	1	Ag 71 - Sn 25,7 - Cu 3,3
Amalgama de plata de alto Cu	Duralloy S	2	Ag 45 - Sn 31 - Cu 24
Aleaciones Ni - Cr	VeraBond	3	Ni 77,9 - Cr 12,5 - Mo 5 Al 2,9 - Be 1,95
	VeraBond 2	4	Ni 77 - Cr 12,6 - Mo 4,25 Nb 4 - Al 2,25
	VeraBond V	5	Ni 74,8 - Cr 12,7 - Mo 9 - Al 2 - Be 1,9 - Co 0,4
	VeraBond 2V	6	Ni 71,8 - Cr 12,8 - Mo 9 - Nb 4 - Al 2,5 - Si 0,5
	Remanio RW	7	Ni 86 - Cr 11 - Mo 2,5 - Si 0,5
	Litecast	8	Ni 77 - Cr 13,5 - Mo 7 Be 1,9 - Si 0,5

### 3. Métodos electroquímicos

En éste trabajo, para predecir la susceptibilidad a la corrosión de pares galvánicos en saliva artificial se realizaron medidas de potencial y se determinaron curvas de polarización de las aleaciones en estudio:

- Medidas de Potencial.- El potencial de electrodo de cada aleación se midió frente a un electrodo de calomel saturado en una celda de tres electrodos con un potenciostato Princeton Applied Reserch modelo 173 en saliva artificial aireada a 25 °C. Las medidas se realizaron por quintuplicado con probetas diferentes de cada aleación, dejando previamente estabilizar el potencial durante una hora en la solución.
- Curvas de polarización.- Las curvas de polarización en saliva artificial se trazaron por triplicado usando la misma celda y el mismo potenciostato que el empleado para medir el potencial de electrodo. El electrodo de referencia también fue de calomel saturado y el contraelectrodo de platino. La velocidad de barrido fue de 12 mV/min controlado con un Programador Universal PAR 175 y el registro de las curvas se realizó con un graficador XT PAR modelo REO 151. Previo al inicio de las curvas se midió el potencial de corrosión de la misma manera que en el apartado anterior. Las curvas anódicas y catódicas de cada aleación se trazaron por separado con probetas diferentes partiendo del potencial de electrodo.

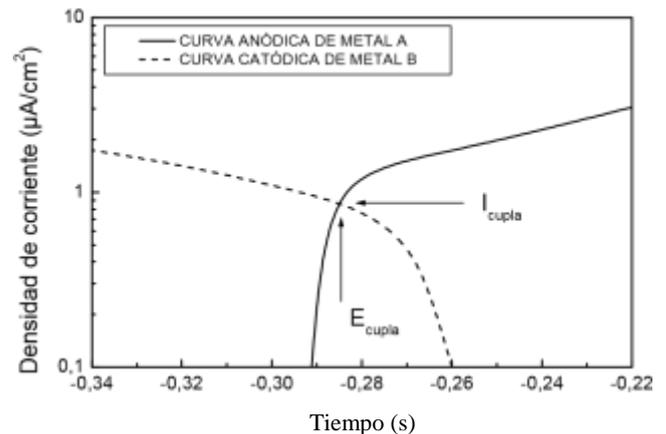


Figura 1. Superposición de curva catódica de aleación noble con curva anódica de metal activo.

- Potenciales de corrosión de pares galvánicos.- Las aleaciones dentales se corroen en el medio ambiente oral por acción de la saliva y los fluidos "óseos", de modo que al acoplarse eléctricamente ambas son polarizadas y se corroen a una nueva velocidad. La Fig.1 muestra la superposición de la curva anódica de la aleación más activa o menos noble (metal A) y de la curva catódica del metal más noble (metal B). Cuando los metales A y B se acoplan, el potencial mixto de la cupla galvánica,  $E_{cupla}$  ( $V_{corr.PG}$ ) se encuentra en la intersección de las curvas de polarización donde la velocidad de oxidación total es igual a la velocidad de reducción total y la densidad de corriente de polarización es  $I_{cupla}$  ( $I_{corr.PG}$ ) [12,13]; este proceso que permite determinar el potencial y la densidad de corriente de la cupla se denomina método de Evans.

### 4. Microanálisis de productos de corrosión

Los productos de corrosión se analizaron por el Método de Espectro Dispersivo de Energía por Rayos X (Energy Dispersive Spectroscopy X-Ray, EDSX), consistente en analizar los Rayos X característicos emitidos por una muestra alcanzada por un haz de electrones de alta energía procedente de un microscopio electrónico de barrido, permitiendo la identificación de los elementos que componen dicha muestra a través de un analizador multicanal. En este trabajo, se utilizó un microscopio electrónico de barrido Philips SEM 500, del Laboratorio de Microscopía Electrónica del Departamento de Materiales de CNEA, al cual se encuentra adosado un detector dispersivo en energía de rayos X, EDAX DX4, y cuyo límite de detección es aproximadamente 1 micrón cúbico.

Tabla 2. Composición química de la saliva experimental [14].

Componente	Concentración (g/l)
NaCl	0,600
KCl	0,720
CaCl <sub>2</sub> ·2H <sub>2</sub> O	0,220
KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub>	0,680
Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> ·12H <sub>2</sub> O	0,856
KSCN	0,060
KHCO <sub>3</sub>	1,500
H <sub>8</sub> C <sub>6</sub> O <sub>7</sub>	0,030

## 5. Electrolito

El electrolito usado en los ensayos potenciodinámicos fue una saliva experimental [14], que reproduce el comportamiento electroquímico de la saliva natural, y cuya fórmula se muestra en la tabla 2. El electrolito fue preparado con agua deionizada de 18,20 MΩ-cm de resistividad eléctrica y con reactivos de grado analítico.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 1. Serie electroquímica

En la tabla 3 se muestran los potenciales de corrosión a circuito abierto de las aleaciones en estudio ordenadas de acuerdo a su resistencia a la corrosión, formando una serie electroquímica en saliva artificial aireada. También se muestra la desviación estándar promedio calculada de acuerdo a la norma G:16-95 ASTM.

La aleación dental más activa es la amalgama de plata de bajo cobre (Standalloy) cuyo potencial de corrosión es 0,381 V<sub>ecs</sub>, debido probablemente al bajo contenido de Cu (3,3 %). Esta aleación siempre será ánodo cuando forme pares galvánicos con cualquiera de las aleaciones dentales consideradas en este trabajo. La amalgama de alto cobre

(Duralloy) ocupa un lugar intermedio, de tal manera que al formar pares galvánicos con las aleaciones en estudio actuará unas veces como ánodo y otras como cátodo, como veremos más adelante.

Las aleaciones Ni-Cr-Mo que contienen menores cantidades de Cr y Al son más susceptibles a la corrosión en saliva artificial como se muestra en la tabla 3. Por ejemplo, Remanio RW contiene 11% de Cr y 0 % de Al y un potencial de corrosión a circuito abierto de -0,267 V<sub>ecs</sub>, haciéndolo más susceptible a la corrosión que a las demás aleaciones Ni-Cr en estudio.

Tabla 3. Potenciales de Corrosión a circuito abierto de amalgamas de plata y aleaciones Ni-Cr en saliva artificial y desviaciones estándar.

Materiales	Nombre Comercial	Código	V <sub>corr</sub> (V <sub>ecs</sub> )	σ(V <sub>ecs</sub> )
Amalgama de bajo Cu	Standalloy F	1	-0,381	0,018
Aleación Ni-Cr	Remanio RW	7	-0,267	0,006
Amalgama de alto Cu	Duralloy S	2	-0,230	0,012
Aleaciones Ni-Cr	Litecast	8	-0,214	0,015
	VeraBon V	5	-0,209	0,007
	VeraBon 2V	6	-0,203	0,004
	VeraBond	3	-0,192	0,005
	VeraBond 2	4	-0,185	0,006

### 2. Curvas de polarización

Las curvas de polarización se determinaron en condiciones estáticas a temperatura ambiente (25 °C) y no a la temperatura bucal (37 °C), porque a esas temperaturas dichas curvas son semejantes.

La Fig.2 muestra las curvas de polarización anódica y catódica de las amalgamas de plata de bajo y alto cobre. La amalgama de bajo cobre (Standalloy F) tiene una zona pasiva que se extiende desde -0,380 V<sub>ecs</sub> hasta -0,100 V<sub>ecs</sub> y su potencial de ruptura es de -0,090 V<sub>ecs</sub>; a partir de este valor la densidad de corriente aumenta rápidamente debido a la disolución de la fase γ<sub>2</sub>, dealeado o picado de la aleación. La amalgama de alto cobre (Duralloy S) tiene una zona pasiva que se extiende desde -0,230 V<sub>ecs</sub> hasta 1,100 V<sub>ecs</sub> con una densidad de corriente promedio de 0,80 μA/cm<sup>2</sup>; a partir de 1,100 V<sub>ecs</sub> la densidad de corriente aumenta rápidamente debido al desprendimiento de oxígeno por la descomposición de la solución.

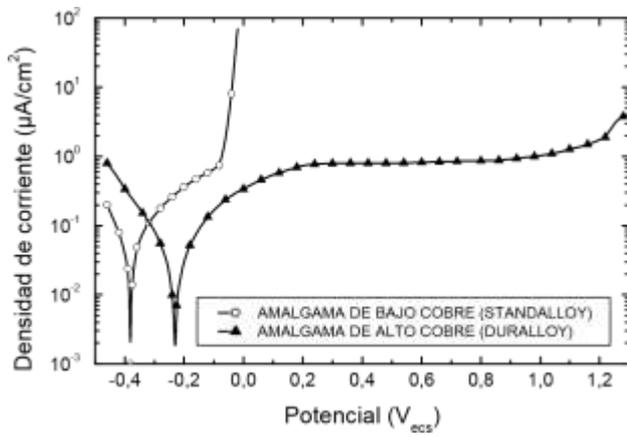


Figura 2. Curvas de polarización catódica y anódica de amalgamas de plata de alto y bajo cobre en saliva artificial.

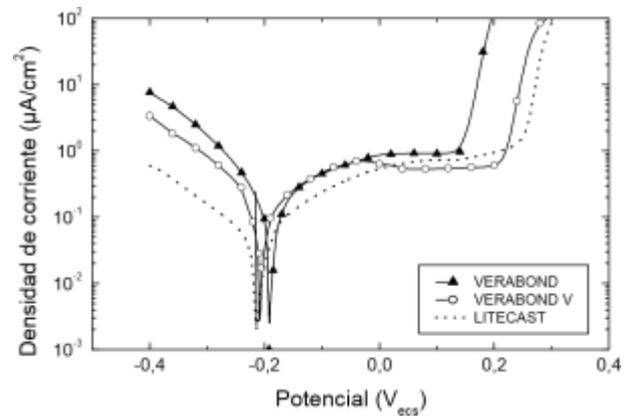


Figura 3. Curvas de polarización de aleaciones Ni-Cr que contienen Be en saliva artificial.

Las Figs. 3 y 4 muestran las curvas de polarización de las aleaciones Ni-Cr. En la Fig. 3, se observa que la zona pasiva se extiende desde el potencial de corrosión hasta aproximadamente 0,130  $V_{ecs}$  para VeraBond, hasta 0,200  $V_{ecs}$  para VeraBond V y hasta 0,240  $V_{ecs}$  para Litecast, con una densidad de corriente de pasivación para las tres aleaciones de 0,76  $\mu A/cm^2$ . Los potenciales de ruptura de las aleaciones VeraBond, VeraBond V y Litecast son 0,140  $V_{ecs}$ , 0,220  $V_{ecs}$  y 0,250  $V_{ecs}$  respectivamente. En la Fig. 4 observamos que las aleaciones VeraBond 2, VeraBond 2V y Remanio tienen una zona pasiva más amplia que las aleaciones anteriores y se extiende desde su potencial de corrosión hasta aproximadamente 0,510  $V_{ecs}$  con una densidad de corriente de pasivación de 0,96  $\mu A/cm^2$ . En todos los casos, a potenciales superiores al potencial de ruptura las densidades de corriente aumentan rápidamente debido a la disolución de la zona interdendrítica.

### 3. Potenciales y densidades de corriente de corrosión de cuplas galvánicas de aleaciones dentales

Los potenciales y densidades de corriente de corrosión instantáneas de las cuplas galvánicas entre diferentes materiales se obtienen usando el método de Evans descrito anteriormente. En éste caso, se superponen las curvas catódicas de las amalgamas de plata (Standalloy y Duralloy) con las curvas anódicas de las aleaciones Ni-Cr tal como se muestran en las Figs. 5 y 6. Los potenciales y densidades de corriente de corrosión de las cuplas galvánicas se presentan en las tablas 4 y 5, observándose que: 1) las más susceptibles a la corrosión son las cuplas formadas entre amalgamas de plata de bajo cobre con aleaciones Ni-Cr. 2) Las más resistentes a la corrosión son las cuplas formadas entre aleaciones Ni-Cr (que contienen berilio) y la amalgama de plata de alto cobre.

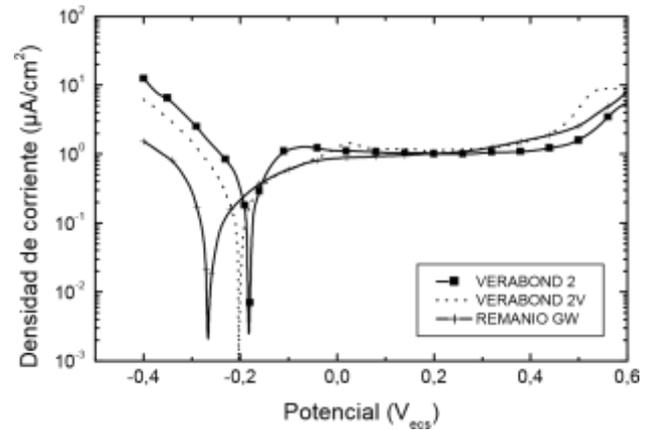


Figura 4. Curvas de polarización de aleaciones Ni-Cr en saliva artificial.

En la tabla 5 se observa también que las densidades de corriente de corrosión de los pares galvánicos de Duralloy con las aleaciones Ni-Cr en estudio, son menores que la densidad de corriente de la aleación que hace de ánodo, en este caso, Duralloy. O sea, viola la condición de la teoría de pares galvánicos que establece que la densidad de corriente de un par galvánico es mayor que la densidad de corriente del ánodo desacoplado. Esto conduciría a suponer erróneamente que el acoplamiento galvánico de estas aleaciones aumenta la resistencia a la corrosión de las cuplas galvánicas en estudio.

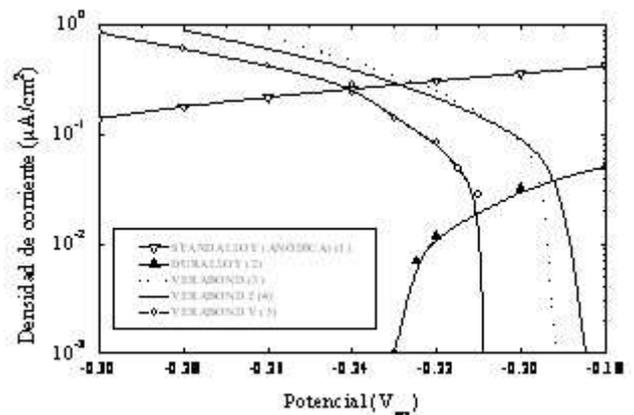


Figura 5. Superposición de curvas anódicas de amalgamas de plata con curvas catódicas de aleaciones Ni-Cr en saliva artificial.

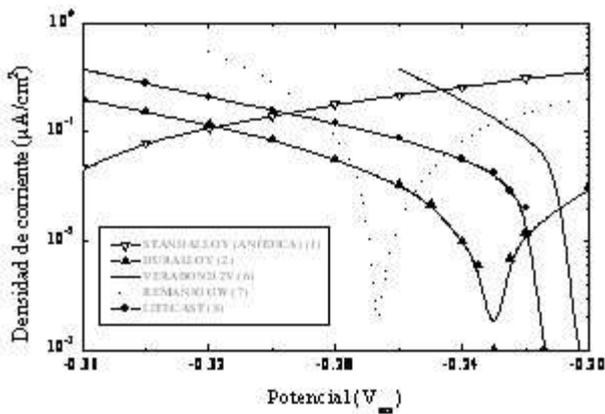


Figura 6. Superposición de curvas de polarización de amalgamas de plata con las correspondientes a las aleaciones Ni-Cr en saliva artificial.

Tabla 4. Densidades de corriente de corrosión de aleaciones dentales aisladas y potenciales y densidades de corriente de corrosión de las cuplas galvánicas de Standalloy con aleaciones dentales Ni-Cr por el método de Evans.

Aleación	$I_{corr}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	Standalloy/Aleación Dental		
		Cupla	$V_{corr.PG}$ ( $V_{ecs}$ )	$I_{corr.PG}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )
Standalloy F	0,083			
Duralloy S	0,033	PG <sub>1,2</sub>	-0,318	0,111
VeraBond	0,235	PG <sub>1,3</sub>	-0,224	0,296
VeraBond 2	0,403	PG <sub>1,4</sub>	-0,228	0,279
VeraBond V	0,180	PG <sub>1,5</sub>	-0,240	0,252
VeraBond 2V	0,375	PG <sub>1,6</sub>	-0,246	0,240
Remanio RW	0,365	PG <sub>1,7</sub>	-0,288	0,168
Litecast	0,064	PG <sub>1,8</sub>	-0,295	0,146

#### 4. Corrección de resultados de densidades de corrientes galvánicas por el método de Mansfeld.

En la década de los 70 del siglo pasado, Mansfeld [15-17], estudió sistemáticamente el comportamiento de los pares galvánicos y la aplicabilidad de la superposición de los diagramas de Evans para la determinación de las corrientes galvánicas, y llegó a la conclusión que deben diferenciarse tres casos distintos: 1) comportamiento de Tafel, 2) control difusional y 3) pequeñas rangos de polarización. En este trabajo nos ocuparemos solamente del último caso.

Para pequeñas rangos de polarización, al acoplar el metal A al metal B (más noble que A) se produce solo un pequeño desplazamiento del potencial de corrosión del metal A. Por lo tanto, el potencial del par galvánico de los dos metales diferentes acoplados, está ubicado muy cerca del potencial de corrosión del ánodo no acoplado y no se presenta comportamiento del tipo Tafel; y tanto la reacción anódica como la catódica ocurren a una velocidad apreciable sobre el ánodo como se muestra en la Fig. 7.

Tabla 5. Potenciales y densidades de corriente de corrosión de cuplas galvánicas de Duralloy con aleaciones dentales Ni-Cr por el método de Evans.

Duralloy/Aleación Dental			
Aleación	Cupla	$V_{corr.PG}$ ( $V_{ecs}$ )	$I_{corr.PG}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )
Standalloy F	PG <sub>1,2</sub>	-0,318	0,111
VeraBond	PG <sub>2,3</sub>	-0,195	0,024
VeraBond 2	PG <sub>2,4</sub>	-0,192	0,037
VeraBond V	PG <sub>2,5</sub>	-0,210	0,018
VeraBond 2V	PG <sub>2,6</sub>	-0,210	0,021
Remanio RW	PG <sub>2,7</sub>	-0,255	0,028
Litecast	PG <sub>2,8</sub>	-0,219	0,011

Para pequeñas rangos de polarización, al acoplar el metal A al metal B (más noble que A) se produce solo un pequeño desplazamiento del potencial de corrosión del metal A. Por lo tanto, el potencial del par galvánico de los dos metales diferentes acoplados, está ubicado muy cerca del potencial de corrosión del ánodo no acoplado y no se presenta comportamiento del tipo Tafel; y tanto la reacción anódica como la catódica ocurren a una velocidad apreciable sobre el ánodo como se muestra en la Fig. 7.

En este caso la corriente galvánica ( $I_{corr.PG}$ ) no es igual a la corriente de disolución del metal A. Esta última corriente es la suma de las corrientes catódicas sobre el ánodo ( $I_{A,c}$ ) y sobre el cátodo ( $I_{B,c}$ ):

$$I_{A,a} = I_{A,c} + I_{B,c}$$

mientras que la corriente galvánica es igual a la corriente catódica sobre el metal B:

$$I_{corr.PG} = I_{B,c} = I_{A,a} - I_{A,c}$$

donde

$$I_{A,a} = I_{corr.PG} + I_{A,c} \quad (1)$$

La magnitud de la densidad de corriente del par galvánico ( $I_{corr.PG}$ ) se determina con los diagramas de Evans y la densidad de corriente catódica del ánodo A se calcula con la fórmula:

$$I_{A,c} = I_{corr.A} \exp\left[\frac{V_{corr.PG} - V_{corr.A}}{b_c}\right] \quad (2)$$

donde  $V_{corr.PG}$  es el potencial de corrosión de la cupla galvánica,  $V_{corr.A}$  e  $I_{corr.A}$  son el potencial de corrosión y la densidad de corriente de corrosión del ánodo desacoplado;  $b_c$  es la pendiente de Tafel catódica del material del ánodo (A).

El rango de polarización ( $V_{corr.PG} - V_{corr.A}$ ) de los pares galvánicos de las amalgamas de plata con aleaciones dentales no preciosas considerados en este trabajo es muy pequeño, menor a 0,16  $V_{ecs}$ , por lo que se usaron las fórmulas (1) y (2) para determinar la verdadera densidad de corriente de disolución del ánodo ( $I_{A,a}$ ) al potencial de corrosión del par galvánico. Ilustraremos el cálculo de  $I_{A,a}$  con un ejemplo:

Para el par galvánico PG<sub>1,7</sub> (Standalloy/ Remanio), la densidad de corriente galvánica (tabla 4) es:  $I_{corr.PG(1,7)} = 0,168 \mu A/cm^2$  y la densidad de corriente  $I_{A,c}$  correspondiente al ánodo (amalgama Standalloy) se determina usando la fórmula (2) y los datos de las tablas 3 y 4:

$$I_{A,c} = I_{corr.A} \exp \left[ \frac{-(V_{corr.PG} - V_{corr.A})}{b_{V_{corr.A}}} \right]$$

$$I_{A,c} = (0,083 \mu A/cm^2) \exp \left[ \frac{-0,434,288 + 0,194,381(V_{corr.PG} - V_{corr.A})}{0,194} \right]$$

de donde

$$I_{A,c} = I_{1,c} = 0,027 \mu A/cm^2$$

La disolución del ánodo (Standalloy) al potencial de corrosión del par PG<sub>1,7</sub> se obtiene con la fórmula (1):

$$I_{A,a} = I_{corr.PG} + I_{A,c} = 0,195 \mu A/cm^2$$

De esta manera se determinaron los valores reales de disolución del ánodo de las cuplas galvánicas consideradas en este trabajo, los cuales se muestran en las tablas 6 y 7.

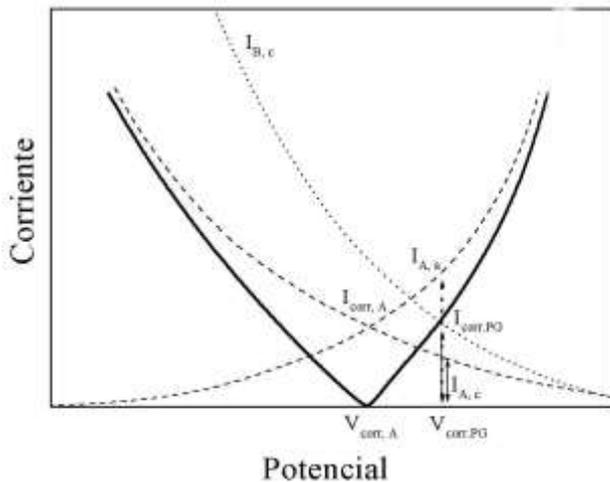


Figura 7. Superposición de curvas catódica y anódica de par galvánico mostrando que la densidad de corriente de disolución del ánodo ( $I_{A,a}$ ) es igual a la suma de  $I_{corr.PG}$  más  $I_{A,c}$  ( $I_{A,a} = I_{corr.PG} + I_{A,c}$ ).

Tabla 6. Densidades de corriente de corrosión de pares galvánicos de amalgama de plata de bajo cobre (Standalloy) con aleaciones Ni-Cr con las fórmulas de Mansfeld ( $I_{A,a}$ ).  $I_{corr}$  de Standalloy no acoplado =  $0,083 \mu A/cm^2$  y  $b_c = 0,194 V/dec$ . ( $I_{A,c}$  y  $I_{A,a}$  son las densidades de corriente catódica y anódica del ánodo).

Aleaciones	Cupla	$I_{A,c}$ ( $\mu A/cm^2$ )	$I_{A,a}$ ( $\mu A/cm^2$ ) (Mansfeld)
Duralloy S	PG <sub>1,2</sub>	0,039	0,150
VeraBond	PG <sub>1,3</sub>	0,013	0,309
VeraBond 2	PG <sub>1,4</sub>	0,014	0,293
VeraBond V	PG <sub>1,5</sub>	0,015	0,267
VeraBond 2V	PG <sub>1,6</sub>	0,016	0,256
Remanio RW	PG <sub>1,7</sub>	0,027	0,195
Litecast	PG <sub>1,8</sub>	0,030	0,176

En la tabla 6, se observa que: 1) la densidad de corriente más baja de los pares galvánicos formado por la amalgama de bajo cobre (Standalloy) con las aleaciones dentales en estudio es 0,150  $\mu A/cm^2$ , mayor que la densidad de corriente de corrosión de la amalgama desacoplada (0,083  $\mu A/cm^2$ ) que actúa como ánodo en todos los PG considerados en dicha tabla, en concordancia con la teoría de pares galvánicos que establece, como mencionamos antes, que la densidad de corriente del par galvánico ( $I_{corr,PG}$ ) debe ser mayor que la densidad de corriente ( $I_{corr,A}$ ) del ánodo desacoplado [16]. 2) Las densidades de corriente determinadas con las fórmulas de Mansfeld dan los verdaderos valores de disolución de la amalgama Standalloy con cada una de las aleaciones dentales con las que se acopló eléctricamente, y son mayores que los valores determinados con los diagramas de Evans.

Tabla 7. Densidades de corriente de corrosión de pares galvánicos de amalgama Duralloy con aleaciones dentales Ni-Cr con las fórmulas de Mansfeld ( $I_{A,a}$ ). (Pendientes de Tafel catódicas de Duralloy y Remanio 0,167 y 0,206 V/dec respectivamente).

Aleación	Cupla	$I_{A,c}$ ( $\mu A/cm^2$ )	$I_{A,a}$ ( $\mu A/cm^2$ ) (Mansfeld)
VeraBond	PG <sub>2,3</sub>	0,020	0,044
VeraBond 2	PG <sub>2,4</sub>	0,020	0,057
VeraBond V	PG <sub>2,5</sub>	0,025	0,043
VeraBond 2V	PG <sub>2,6</sub>	0,025	0,046
Remanio RW	PG <sub>2,7</sub>	0,320	0,348
Litecast	PG <sub>2,8</sub>	0,028	0,039

En forma análoga, en la tabla 7 observamos que: 1) las densidades de corriente de corrosión de los pares galvánicos en los que la amalgama de alto cobre (Duralloy) actúa como ánodo, evaluados con las fórmulas de Mansfeld son mayores que la densidad de corriente de corrosión de la amalgama desacoplada (0,033  $\mu A/cm^2$ ) de conformidad con el principio de PG mencionado en el numeral (1) del párrafo anterior. 2) La velocidad de disolución de las aleaciones que hacen de ánodo en las cuplas galvánicas en las que la amalgama Duralloy funciona como cátodo, se disuelven a mayor velocidad que la amalgama Duralloy.

## 5. Productos de corrosión

Los productos de corrosión y EDAX de algunos pares galvánicos de amalgamas de alto y bajo cobre con aleaciones dentales Ni-Cr se muestran en las Figs.8 a 13. Los espectros sobre las amalgamas de plata muestran picos elevados de Hg, Ag, Ca, Sn y picos más pequeños

de P, Cl, Na, Cu. Sobre la superficie de las aleaciones NiCr se observan grandes picos de Ni y Cr, y picos pequeños de P, Cl, K, y S. Es de esperar que los compuestos que se formen sean óxidos e hidróxidos de estos elementos y fosfatos de níquel y cromo.

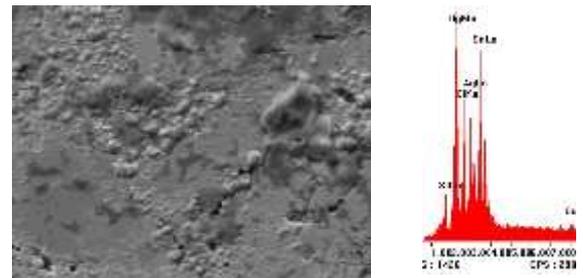


Figura 8. Micrografía de productos de corrosión y EDAX del par PG<sub>1,3</sub> (Standalloy/VeraBond) sobre Standalloy (144x).

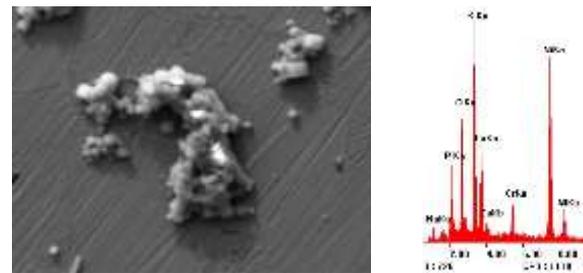


Figura 9. Micrografía de productos de corrosión y EDAX del par PG<sub>1,8</sub> (Standalloy/Litecast) sobre Litecast (1200x).

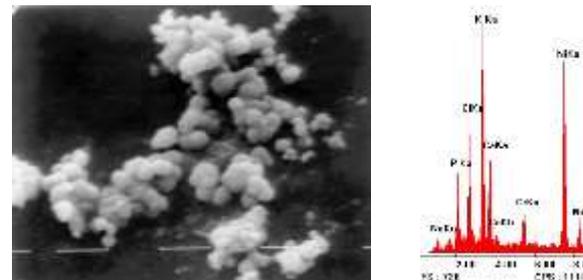


Figura 10. Micrografía de productos de corrosión y EDAX del par PG<sub>1,4</sub> (Standalloy/VeraBond 2) sobre VeraBond 2 (1280x).

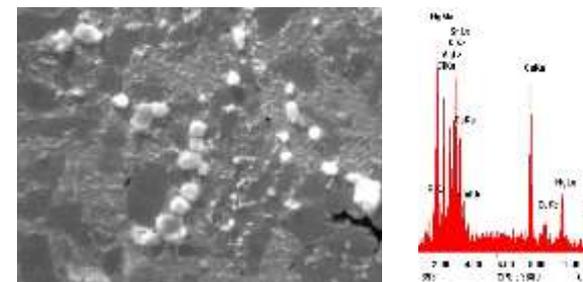


Figura 11. Micrografía de productos de corrosión y EDAX del par PG<sub>2,3</sub> (Duralloy/VeraBond) sobre Duralloy (1280x).

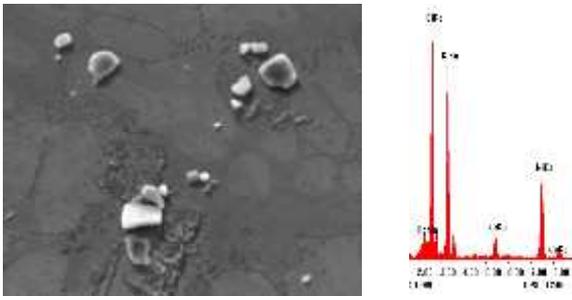


Figura 12. Micrografía de productos de corrosión y EDAX del par PG<sub>2,4</sub> (Duralloy/Litecast) sobre Litecast (1440x).

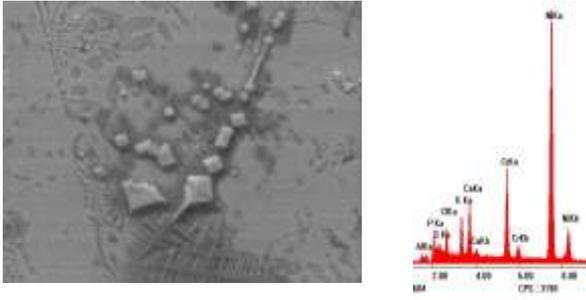


Figura 13. Micrografía de productos de corrosión y EDAX del par PG<sub>2,4</sub> (Duralloy/VeraBond) sobre VeraBond(1600x).

## 6. Toxicidad de productos de corrosión

Los iones de Hg, Ag, Ni y Cr liberados a la solución electrolítica formarán óxidos, hidróxidos, cloruros y fosfatos con estos elementos que son tóxicos para la salud humana.

El mercurio componente mayoritario de las amalgamas es un metal tóxico tanto en su forma elemental como en sus derivados orgánicos e inorgánicos. Como metal simple es poco soluble, y por lo tanto, poco tóxico cuando se ingiere. Sin embargo, el hecho de emitir vapores a cualquier temperatura lo hace muy peligroso. El mercurio es muy permeable a través de la membrana celular pudiendo pasar del tracto gastrointestinal a los pulmones y cerebro. Se ha encontrado "mercurio en los pelos, uñas y una alta concentración en la glándula pituitaria (aproximadamente 70 veces más alto que en los grupos de control) en personas que tienen amalgamas en la boca [18,19].

La plata es otro componente mayoritario de las amalgamas y produce pigmentación en las mucosas cuando su exposición es prolongada. Esta pigmentación se debe a la reducción del compuesto de plata en los tejidos dando un aspecto gris azulado. La pigmentación en la mucosa bucal se extiende por toda la cavidad. Los lechos linguales también se encuentran impregnados y el tatuaje por amalgama de plata en la mucosa bucal es frecuente en la práctica odontológica [20]

El níquel es un alergénico potencial, es la causa más común de dermatitis alérgica por contacto, esta presente en joyas y utensilios domésticos. Por lo tanto, puede considerarse un peligro para la salud pública incrementándose con el uso de restauraciones dentales. Los iones de Ni producen alergias e inflamaciones inespecíficas alrededor de las restauraciones que pueden

adoptar reacciones liquenoides y a veces erosivas, siendo las mujeres más hipersensibles a este metal, probablemente porque desde temprana edad están en contacto con él Ni por las joyas y utensilios que usan [19,21,22].

El cromo es menos sensibilizante que el níquel. La sensibilización ocurre solamente a través de sales hexavalentes de cromo y el grado de exposición de los humanos es mucho menor que al níquel o al mercurio [19]. En su forma elemental no es tóxico, sin embargo, sus productos de oxidación (ácido crómico, cromatos, dicromatos) son altamente tóxicos debido a su acción cáustica. El tóxico se absorbe por vía digestiva, respiratoria y cutánea. Tiene una acción cáustica local predominante, pero después de ser absorbido puede dar lugar a trastornos sistémicos. Tiene una gran afinidad por las proteínas orgánicas, con las que forman compuestos muy estables. Se elimina muy lentamente por la orina. Así mismo, tiene acción cancerígena sobre el pulmón y el aparato digestivo. Sin embargo, no hay evidencia que confirme que la alergia al cromo sea causada por prótesis dentales metálicas [19].

## CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo podemos concluir:

1. La serie electroquímica en saliva artificial aireada muestra que la amalgama de plata de bajo cobre (Standalloy) tiene el potencial de corrosión a circuito abierto más bajo de todas las aleaciones dentales consideradas en este trabajo, por lo que siempre actuará como ánodo en todos los pares galvánicos que forme con estas aleaciones.
2. La amalgama de plata de alto cobre (Duralloy) al formar pares galvánicos con las aleaciones Ni-Cr actuará, de acuerdo con los diagramas de Evans, como ánodo por tener su potencial de corrosión menos noble que estas aleaciones en saliva artificial aireada, excepto con Remanio RW.
3. Los resultados experimentales muestran que para pequeñas polarizaciones el método de Evans no siempre da buenos resultados para predecir la velocidad de disolución del componente anódico de los pares galvánicos por lo que es necesario usar las fórmulas de corrección de Mansfeld.
4. Los pares galvánicos de aleaciones Ni-Cr con amalgamas de plata de bajo cobre (Standalloy) son más activos que los pares galvánicos formados entre estas aleaciones y amalgamas de plata de alto cobre (Duralloy), por lo que no se recomienda usar amalgamas de plata de bajo cobre.
5. De los pares galvánicos en estudio, los más resistentes a la corrosión son los pares formados entre la amalgama de plata de alto cobre (Duralloy) con aleaciones Ni-Cr que contienen berilio.
6. Los productos de corrosión de las cuplas galvánicas en estudio liberan en mayor cantidad iones de Hg, Ag, Ni y Cr por lo que estos pasan de la boca al tracto digestivo

y a través del sistema circulatorio a diferentes partes del cuerpo.

## AGRADECIMIENTO

Al Laboratorio de Materiales de la Comisión Nacional de Energía Atómica de la República Argentina (Centro Atómico Constituyentes), por habernos permitido utilizar sus equipos en las secciones de Corrosión y Microscopía Electrónica.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1]. Riesgo O, Bianchi G, Duffó G. Susceptibilidad a la corrosión de aleaciones Cu-Al de uso dental. Congreso SAM 1991; Buenos Aires, Argentina.
- [2]. Riesgo O, Bianchi G, Duffó G. Susceptibilidad a la corrosión de bronce al aluminio para uso odontológico. Revista de Metalurgia 1992; 28(5):306-312.
- [3]. Marek JM. Corrosion of Dental Materials, in TREATISE ON MATERIALS SCIENCE AND TECHNOLOGY, Vol 23 Cap. 6. Edit J C Scully. Academic Press N.Y. (1993).
- [4]. Von Fraunhofer JA, Staheli PJ. Gold-amalgam galvanic cells. British Dental Journal 1972. May:357-362.
- [5]. Holland RI. Galvanic currents between gold and amalgam. Scand. J. Dent. Res. 1980; 88:269-272.
- [6]. Fusayama T, Katayori T, Nomoto S. Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. J. Dent. Res. 1963;Vol. 42: 1183-1197 .
- [7]. Moberg L-E. Long-term corrosion studies in vitro of amalgams and casting alloys in contact. Acta Odontol Scand 1985; 43:163-177.
- [8]. Kummer FJ, Rose RM. Corrosion of titanium/cobalt-chromium alloy couples. 1983; Vol. 65-A:1125-1126.
- [9]. Chern Lin JH, Lo SJ, Ju CP. Biocorrosion study of titanium-cobalt alloys. J. Oral Rehabilitation 1995; 22:331-335.
- [10]. Chern Lin JH, Lo SJ, Ju CP. Biocorrosion study of titanium-nickel alloys. J. Oral Rehabilitation 1996; 23:129-134.
- [11]. COIMPA – Sociedade Industrial de Metais Preciosos da Amazonia Ltda. 1996. General San Martín. Bs. As. – Argentina.
- [12]. Baboian R. “Electrochemical Techniques for Predicting Galvanic Corrosion”, Galvanic and Pitting Corrosion – Field and Laboratory Studies, ASTM STP 576, American Society for Testing and Materials, 1976, pp. 5-19
- [13]. Jones DA. Principles and Prevention of Corrosion. Second Edition 1996. Cap. VI. Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ.
- [14]. E. Quezada. Determinación de la susceptibilidad a la corrosión de aleaciones de uso odontológico (Tesis de Maestría). Universidad Nacional de General San Martín y Comisión Nacional de Energía Atómica 1997(República Argentina).
- [15]. Mansfeld F. Area relationship in galvanic. Corrosion 1971; Vol. 27: 436-442.
- [16]. Mansfeld F. The relationship between galvanic current and dissolution rates. Corrosion 1973, Vol. 29:403-405.
- [17]. Davis GO, Kolts J, Sridhar N. Polarization effects in galvanic corrosion. Corrosion 1986, Vol. 42: 329-336.
- [18]. Bumgardner JB, Lucas LC, Alverson MW, Tilden Jr AB. Effects of copper-based dental casting alloys on two lymphocyte cell lines and the secretion of Interleukin 2 and IgG. Dent. Mater 1993; 9:85-90.
- [19]. Burrows D. Hypersensitivity to mercury, nickel and chromium in relation to dental materials. International dental Journal 1986; 36:30-34.
- [20]. Castellanos JL. Mucosa bucal. Lesiones pigmentadas. Revista ADM 2002; 59:223-224.
- [21]. Blanco-Dalmau L, Carrasquillo-alberty H, Silva-Parra J. A study of nickel alloys. J. Prosth. Dent. 1984;52(1):116-119 .
- [22]. Magnusson B, Bergman M, Bergman B, Soremark R. Nickel allergy and nickel-containing dental alloys. Scand. J. Dent. Res. 1982;90:163-167.

E-mail: elvarq@yahoo.es quezada\_b@yahoo.es