

Evaluación de la corrosión galvánica en amalgamas dentales de alto contenido de cobre por medio de técnicas electroquímicas

Evaluation of the galvanic corrosion of high copper dental amalgams by means of electrochemical techniques

*Patricia Castaño Rivera**, *Alejandro Echavarría Velásquez*, *Gabriel Jaime Gómez*, *Jorge Arismendi*

Departamento de Ingeniería de Materiales, Universidad de Antioquia, Apartado Aéreo 1226, Medellín, Colombia.

(Recibido el 18 de octubre de 2007. Aceptado el 9 de mayo de 2008)

Resumen

En este trabajo se evaluó la corrosión galvánica de tres amalgamas dentales de alto contenido de cobre, una nacional Nu Alloy^{®dp} (New Stetic) y dos importadas Contour^{®TM} (Kerr, USA) y GS-80[®] (SDI, Australia), interactuando galvánicamente y en un diseño *in Vitro* con los siguientes materiales metálicos de uso odontológico: Titanio CP, Ti-6Al-4V tipo COC[®], IPS d.sign 15[®] (Ni-Cr-Mo) e IPS d.sign 91[®] (Au-Pd). Con la técnica electroquímica *Amperometría de resistencia cero*, se midió la evolución de las corrientes galvánicas en el tiempo. También se elaboraron *curvas de polarización cíclicas* para caracterizar electroquímicamente las amalgamas dentales y *medidas del potencial a circuito abierto* para analizar la nobleza o actividad de ellas en el medio de estudio. Los ensayos se realizaron por triplicado, en una celda de tres electrodos y utilizando como electrólito la solución fisiológica artificial de *Ringer*, desaireada y a $37 \pm 1^\circ\text{C}$. De los resultados, se concluyó que en comparación a las amalgamas importadas, la amalgama nacional tiene la misma tendencia a sufrir corrosión galvánica bajo las condiciones de ensayo. Con el método estadístico ANOVA de una sola vía, se comprobó la similitud en el comportamiento electroquímico de las tres amalgamas dentales.

----- *Palabras clave:* amalgama dental, corrosión, corrosión galvánica.

* Autor de correspondencia. teléfono: 54 + 7 + 412 65 23, correo electrónico: epacr465@pakari.udea.edu.co (P. Castaño)

Abstract

The galvanic interaction between three high copper dental amalgams with another four dental metallic materials, was evaluated. The dental amalgams were: a national Nu Alloy^{®dp} (New Stetic) and two imported Contour^{®TM} (Kerr, USA) and GS-80[®] (SDI, Australia). The dental metallic materials were: Titanium CP, Ti-6Al-4V type COC[®], IPS d.sign 15[®] (Ni-Cr-Mo) and IPS d.sign 91[®] (Au-Pd). The evolution of the galvanic currents with time was measured using a Zero Resistance Ammeter equipment. The dental amalgams were characterized by means of Polarization Cyclical Measurements, and the evolution of the open circuit potentials of the dental amalgams allowed analyzing the nobility or activity of the amalgams in the test mean. The tests were done by triplicate in a three electrode cell and using the artificial physiological solution of Ringer as the electrolyte, the solution was deaerated at $37 \pm 1^\circ\text{C}$. Under the test conditions, it is concluded that the home amalgam has the same tendency to undergo galvanic corrosion as comparison to imported amalgams. Using statistical ANOVA method of a single via it was corroborated the same electrochemical behavior of dental amalgams.

----- *Keywords:* dental amalgam, corrosion, galvanic corrosion.

Introducción

La amalgama dental es un material metálico que se obtiene al mezclar en determinadas proporciones mercurio y una aleación metálica que se denomina *Aleación para amalgama dental*. Esta última se compone de plata, estaño, cobre y en algunas ocasiones de un poco de zinc, paladio, indio o selenio y se comercializa en forma de limaduras, tabletas o en cápsulas [1, 2]. Las amalgamas dentales de alto contenido de cobre se llaman así porque la *Aleación para amalgama dental* de la cual provienen, tiene en su composición química más del 6% de cobre [3, 4]. Estos materiales odontológicos son los más usados para restaurar estructuras dentarias afectadas por la caries, principalmente cuando de salud pública se trata, debido a sus buenas propiedades físicas, mecánicas, de manipulación en clínica, de durabilidad que puede llegar a ser de más de diez años y además porque tienen la mejor relación costo-beneficio en comparación a los otros materiales odontológicos existentes que cumplen su misma función [5, 6].

Corrosión de las amalgamas dentales

La amalgama dental puede corroerse o deteriorarse estando en la cavidad oral. La corrosión en una cantidad limitada alrededor de los márgenes de la amalgama dental es beneficiosa, porque los productos de corrosión sellan los espacios en dichos márgenes evitando la entrada de fluidos orales y bacterias en ellos [3]. Sin embargo, si la amalgama se corroe excesivamente se deterioran sus propiedades físicas y mecánicas. Los fluidos fisiológicos orales facilitan el proceso de *corrosión electroquímica* que se puede dar en las amalgamas dentales [7, 8], porque son eléctricamente conductores. Entre los fluidos fisiológicos orales están los *intersticiales* y la saliva, los primeros se encuentran en contacto directo con las células tisulares y son ricos en iones de cloro (Cl⁻) y pobres en oxígeno disuelto [9, 10].

Corrosión galvánica en amalgamas dentales

La corrosión galvánica es un tipo de corrosión que ocurre cuando dos o más materiales metáli-

cos diferentes se encuentran en contacto y en un medio conductor, generándose un flujo de electrones entre ellos. En esta interacción, al material más activo o menos resistente a la corrosión en el medio, se le acelera su velocidad de corrosión, es decir, se comporta anódicamente; mientras que al más noble o más resistente a la corrosión en ese mismo medio, se le reduce su velocidad de corrosión, comportándose catódicamente [11, 12]. La *corrosión galvánica* de las amalgamas dentales en la cavidad oral, se da cuando entran en contacto eléctrico con otro material metálico presente allí, de esta manera las corrientes generadas fluyen a través de los materiales en contacto, de los fluidos y además de los tejidos orales, causando el deterioro del material más activo y también el daño de dichos tejidos, lo que se evidencia como un dolor agudo en ellos y que es llamado “dolor galvánico” o “Shock Galvánico” [13, 14]. La interacción galvánica de las amalgamas dentales con otro material metálico diferente, puede ser continua cuando éstos se encuentran adyacentes, o intermitente cuando uno de los materiales metálicos se encuentra en el maxilar superior y el otro en el maxilar inferior y entran en contacto físico durante la masticación, o cuando la mandíbula se cierra [13]. Es importante tener en cuenta que así dos o más materiales metálicos odontológicos diferentes, no se encuentren adyacentes, los tejidos y los fluidos orales son el medio por el cual entran en contacto eléctrico, con la consecuente interacción galvánica.

Otros materiales de uso odontológico

El Titanio CP y la aleación Ti-6Al-4V son los materiales más usados para implantes dentales, mientras que las aleaciones base Ni-Cr y Au-Pd, encuentran aplicación principalmente como subestructuras metálicas para el soporte de coronas cerámicas dentales [15-17]. Las amalgamas podrían coexistir con alguno de estos materiales metálicos en la cavidad oral y darse una interacción galvánica entre ellos, razón por la cual, es importante estudiar las interacciones galvánicas entre las tres amalgamas estudiadas en este trabajo con unas muestras de Titanio CP, aleación Ti-6Al-4V, aleación Ni-Cr-Mo y aleación Au-Pd.

Materiales y Métodos

Las amalgamas dentales estudiadas fueron: una nacional Nu Alloy^{®dp} (New Stetic) y dos importadas Contour^{®TM} (Kerr, USA) y GS-80[®] (SDI, Australia), de alto contenido de cobre y con morfología de partículas mixta. Se prepararon a partir de la trituración de cápsulas en un amalgamador ProMix 400 (Dentsply), a 4200 rpm y durante el tiempo recomendado por el fabricante de cada cápsula. Luego de la condensación, las amalgamas prensadas de 4 mm de diámetro y 8 mm de altura, se almacenaron en aire a 37 ± 2 °C y por $7 \pm 0,3$ días. Las composiciones químicas de las *aleaciones para amalgama dental*, así como el porcentaje en peso del mercurio dosificado, están reportados en la tabla 1.

Tabla 1 Composiciones de las aleaciones para amalgama dental

<i>Nu Alloy</i>	<i>Contour</i>	<i>GS-80</i>
45% Ag, 31% Sn y 24% Cu.	41% Ag, 31% Sn y 28% Cu.	40% Ag, 31,3% Sn y 28,7% Cu.
50 %Hg	47% Hg	47,9%Hg

Los cuatro materiales odontológicos, con los que se acoplaron eléctricamente cada una de las amalgamas, fueron: Titanio CP (Implante SuperCAT[®], Lifecore); una aleación de Ti-6Al-4V (Aditamento protésico tipo COC[®], Lifecore); una aleación de Ni-Cr-Mo (IPS d.sign 15[®], Williams Ivoclar Vivadent) con el 58,7% de Ni, 25% de Cr, 12,1% de Mo, 1,7% de Si, 1,9% de Fe, Co<0,1% y Ce< 0,1%; y una aleación de Au-Pd (IPS d.sign 91[®], Williams), con el 60% de Au, 30,55% de Pd, 8,4% de In, 1,0% de Ga, Re<1,0% y Ru<1,0%.

Se prepararon probetas individuales de cada material, uniendo éstos a un alambre de cobre y luego aislando las superficies metálicas que no iban a ser evaluadas con resina de poliéster insaturado para el caso de las amalgamas y con un sistema duplex de bakelita prensada-poliéster insaturado para los otros materiales. Las superficies no aisladas, es decir, las de estudio, se pulieron hasta lija número 1000, se lavaron con agua destilada y

se secaron con aire frío antes de cada ensayo. Las áreas de las superficies estudiadas fueron: 0,1257 cm² para las amalgamas dentales; 0,0779 cm² para el Ti CP; 0,1104 cm² para la aleación Ti-6Al-4V; 0,1257 cm² para la aleación Ni-Cr-Mo y 0,2165 cm² para la aleación Au-Pd.

Ensayos electroquímicos

En todos los ensayos se utilizó una celda electroquímica de tres electrodos y como electrodo de referencia uno de calomel saturado (SCE). El electrólito fue la solución fisiológica artificial de Ringer, compuesta de 8,60 gL⁻¹ de NaCl; 0,30 gL⁻¹ de KCl y 0,33 gL⁻¹ de CaCl₂ y con un pH de 6,22. La solución Ringer se mantuvo desaireada con el fin de simular los fluidos intersticiales, utilizando argón del 99,999 % de pureza para las curvas de amperometría de resistencia cero y para las medidas del potencial a circuito abierto, y nitrógeno para las curvas de polarización cíclicas. La temperatura del sistema se mantuvo a 37 ± 1 °C, porque es la temperatura corporal humana y se protegió de los campos magnéticos externos con una celda de Faraday con puesta a tierra. Las *curvas amperométricas* de las interacciones galvánicas estudiadas, midieron la evolución de las corrientes resultantes durante dos horas, por medio de un equipo ACM Instruments Auto ZRA. Estas interacciones y la disposición de las probetas de los materiales como electrodos en la celda, se indican en la tabla 2.

Las *curvas de polarización cíclicas* tipo Tafel permiten caracterizar electroquímicamente las amalgamas en el medio empleado. La velocidad fue de 167µV/s desde -100 mV hasta 500 mV y desde este último potencial hasta 0 mV con respecto al potencial de corrosión. Para realizar estas curvas se usó un Potenciostato-Galvanostato IM6 e Bas Zähler. El electrodo de trabajo fue la amalgama dental y el contra-electrodo fue un electrodo de platino con un área de exposición de 4 cm². Las medidas del *potencial a circuito abierto* de los materiales sin acople eléctrico con el contra-electrodo de la celda, permitió corroborar el grado de desaireación del sistema y analizar la actividad de los materiales en el medio por me-

dio de un equipo Auto ZRA. Todos los ensayos electroquímicos se efectuaron por triplicado.

Tabla 2 Interacciones galvánicas estudiadas y electrodos de la celda

Interacción Galvánica	Electrodo de Trabajo	Contra-Electrodo
1	Nu Alloy	
2	Contour	Titanio CP
3	GS-80	
4	Nu Alloy	
5	Contour	Ti-6Al-4V (COC®)
6	GS-80	
7	Nu Alloy	IPS d.sign 15®
8	Contour	(Ni-Cr-Mo)
9	GS-80	
10	Nu Alloy	IPS d.sign 91®
11	Contour	(Au-Pd)
12	GS-80	

Resultados y Discusión

Medidas del potencial a circuito abierto (PCA)

La figura 1 muestra las curvas más representativas de la evolución del PCA de las amalgamas. El PCA toma valores cada vez más negativos en el tiempo hasta llegar a un estado de equilibrio, en el cual permanece constante o varía muy poco. Éste comportamiento del PCA se atribuye al grado de desaireación de la solución Ringer, porque a medida que el oxígeno gaseoso disuelto en la solución se elimina, disminuye la presión parcial que él ejerce y también el potencial del sistema.

El grado de actividad de las amalgamas en la solución de ensayo se consideró igual, porque sus valores de PCA obtenidos por triplicado (tabla 3) se analizaron con el método estadístico ANOVA de una sola vía obteniendo un valor de $p \geq 0,05$,

lo que sugiere, con un nivel de confiabilidad del 95%, que no hubo una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de los valores de PCA de las tres amalgamas dentales comerciales.

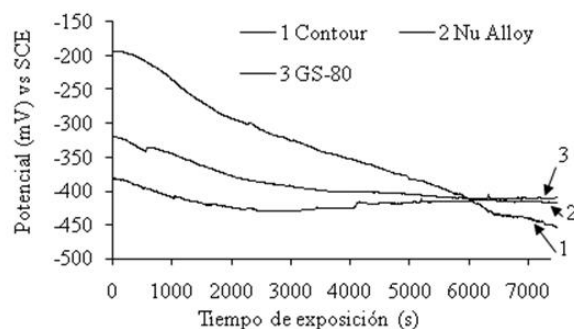


Figura 1 Curvas más representativas, del PCA de las amalgamas dentales, en la solución Ringer desaireada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

Tabla 3 Valores del PCA de las amalgamas dentales

Amalgama	PCA (mV)	PCA promedio (mV)	Desviación estándar (mV)
	-346,073		
Nu Alloy	-417,150	-403,591	52,080
	-447,552		
	-420,220		
Contour	-450,808	-516,804	141,627
	-679,385		
	-410,625		
GS-80	-435,064	-408,711	27,361
	-380,443		

Curvas de polarización cíclicas (CPC) graficadas tipo Tafel

Los potenciales de corrosión (E_{corr}) y las densidades de corriente de corrosión (j_{corr}) de las amalgamas dentales y las obtenidas de las CPC, se reportaron en la tabla 4.

Tabla 4 E_{corr} y j_{corr} de las amalgamas dentales

Curva	E_{corr} (mV vs SCE)	E_{corr} promedio (mV vs SCE)	Desviación estándar de E_{corr} (mV vs SCE)	j_{corr} ($\mu A/cm^2$)	j_{corr} promedio ($\mu A/cm^2$)	Desviación estándar de j_{corr} ($\mu A/cm^2$)
NuAlloy-1	-373			0,056		
NuAlloy-2	-342	-333,333	44,635	0,072	0,105	0,072
NuAlloy-3	-285			0,188		
Contour-1	-311			0,041		
Contour -2	-303	-303,333	7,505	0,022	0,036	0,012
Contour -3	-296			0,044		
GS 80-1	-291			0,074		
GS 80-2	-347	-317,000	28,213	0,033	0,045	0,024
GS 80-3	-313			0,029		

Para los E_{corr} , el método estadístico ANOVA indicó un valor de $p \geq 0,05$, es decir que no hubo una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de los valores de E_{corr} de las tres amalgamas dentales comerciales. Para los valores de j_{corr} , el ANOVA indicó que $p \geq 0,05$, es decir que no hubo una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de los valores j_{corr} de las tres amalgamas dentales comerciales.

Las amalgamas dentales sufrieron *corrosión por picadura*, debido a la forma de *Histéresis positiva* de las CPC en el barrido de regreso como se puede observar en las figuras 2, 3 y 4 [18].

Curvas amperométricas de resistencia cero

Las figuras 5 y 6, muestran las curvas amperométricas más representativas de la interacción galvánica entre las amalgamas dentales, y el Ti CP y la aleación Ti - 6AL - 4V, respectivamente.

Las amalgamas dentales se comportaron anódicamente con respecto a la aleación Au-Pd, bajo las condiciones de ensayo según se muestra en la figura 7. De la figura 8 y teniendo en cuenta que los ensayos se realizaron por triplicado, las amalgamas Nu Alloy y Contour, tienden a comportarse anódicamente frente al Ni-Cr-Mo, aunque con una interacción muy pequeña.

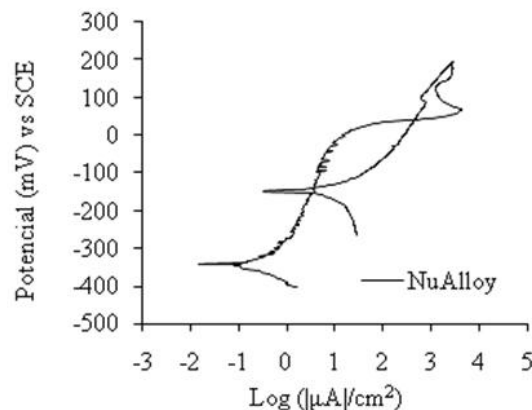


Figura 2 CPC más representativa de la amalgama Nu Alloy, en la solución de Ringer desaireada y a $37 \pm 1^\circ C$

La amalgama GS-80 tiende a comportarse catódicamente frente a la aleación base níquel, pero con valores pequeños de densidad de corriente galvánica, y muy cercanos a los de las otras amalgamas. El comportamiento catódico o anódico de las amalgamas estudiadas al interactuar con la aleación de Ni-Cr-Mo, se atribuyó a que los potenciales a circuito abierto de las amalgamas y de la aleación Ni-Cr-Mo, en la solución de Ringer desaireada y a $37 \pm 1^\circ C$ son muy cercanos; lo que se comprobó experimentalmente y se puede observar en la figura 9.

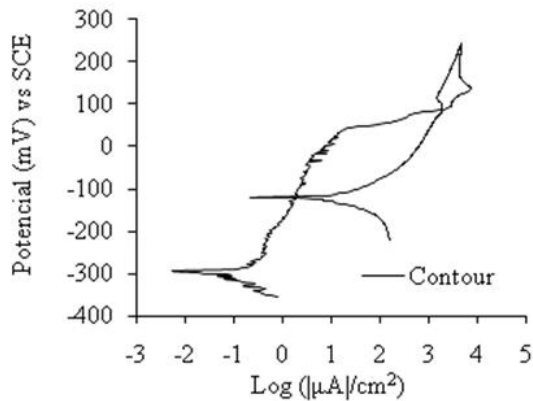


Figura 3 CPC más representativa de la amalgama Contour, en la solución de Ringer desaireada y a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

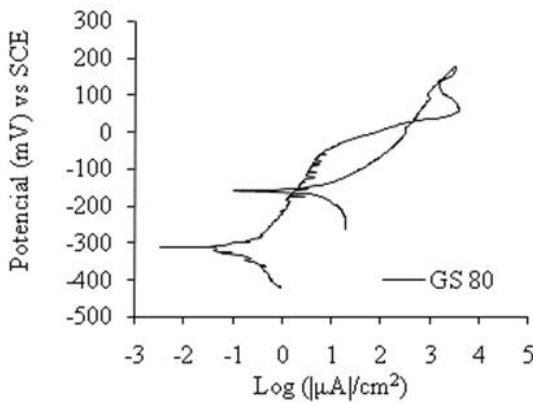


Figura 4 CPC más representativa de la amalgama GS-80, en la solución de Ringer desaireada y a $37 \pm 1^\circ\text{C}$

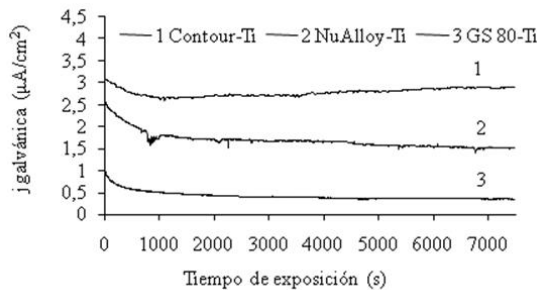


Figura 5 Curvas amperométricas de las interacciones entre las amalgamas y el Ti CP, en la solución de Ringer desaireada, a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y siendo j la densidad de corriente

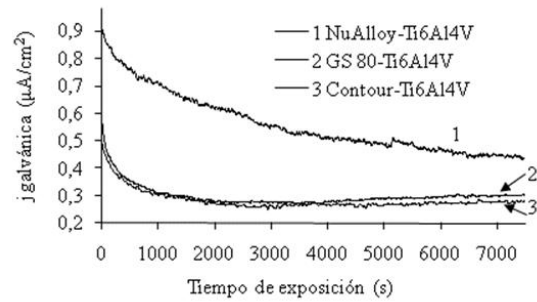


Figura 6 Curvas amperométricas de las interacciones entre las amalgamas y la aleación Ti-6Al-4V, en la solución de Ringer desaireada, a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y siendo j la densidad de corriente

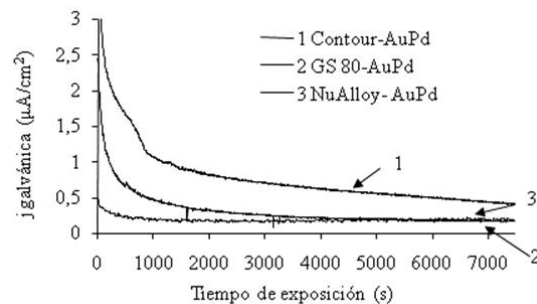


Figura 7 Curvas amperométricas de las interacciones entre las amalgamas y la aleación Au-Pd, en la solución de Ringer desaireada, a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y siendo j la densidad de corriente

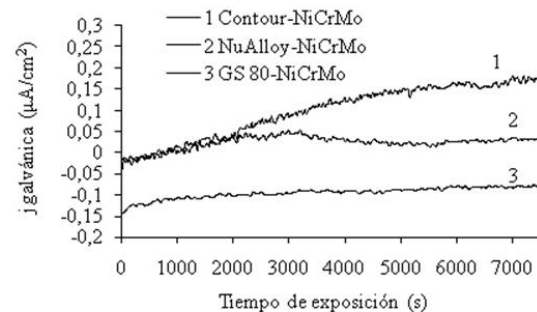


Figura 8 Curvas amperométricas de las interacciones entre las amalgamas y la aleación Ni-Cr-Mo, en la solución de Ringer desaireada, a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y siendo j la densidad de corriente

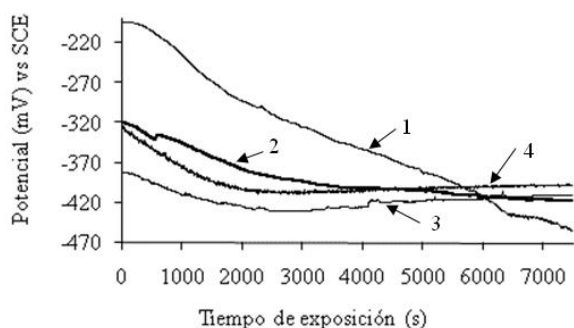


Figura 9 Curvas más representativas de los PCA, de las amalgamas dentales y la aleación Ni-Cr-Mo en la solución de Ringer desaireada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$. 1) Contour. 2) Nu Alloy. 3) GS-80. 4) Ni-Cr-Mo

Con el fin de comparar las interacciones entre las amalgamas dentales y los cuatro materiales odontológicos, se hizo el análisis estadístico ANOVA de una sola vía para los valores de densidad de corriente en el estado estacionario de las curvas amperométricas obtenidas y realizadas por triplicado. Estos valores se encuentran reportados en la tabla 5. De las interacciones galvánicas entre las amalgamas y el Ti-6Al-4V, ANOVA arrojó un valor de $p = 0,36 \geq 0,05$, es decir que estadísticamente no hay una diferencia significativa en estas interacciones.

Las interacciones entre las amalgamas y la aleación Au-Pd, también resultaron estadísticamente iguales, puesto que para los valores de densidad de corriente en estado estacionario de dichas interacciones, el ANOVA arrojó un valor de $p = 0,45 \geq 0,05$. Al igual que para el Ti-6Al-4V y la aleación Au-Pd, las interacciones galvánicas entre las amalgamas y la aleación Ni-Cr-Mo fueron estadísticamente iguales, con un valor de $p = 0,4253 \geq 0,05$. Para las densidades de corriente en estado estacionario, de las interacciones entre las amalgamas y el Ti CP, el ANOVA indicó un valor de $p = 0,0295 \leq 0,05$. Es decir, existe una diferencia

estadísticamente significativa entre estas interacciones. Con el ensayo de rango múltiple, se encontró que las amalgamas importadas Contour y GS-80 interactúan en forma estadísticamente diferente cuando se acoplan con el Ti CP; sin embargo, la interacción entre la amalgama nacional Nu Alloy y el Ti CP, no es diferente a las interacciones de las amalgamas importadas con este mismo material. La tabla 6, resume la magnitud de todas las interacciones galvánicas estudiadas. La mayor interacción galvánica se presentó entre las amalgamas con el Ti CP y la menor con la aleación Ni-Cr-Mo.

Conclusiones y recomendaciones

De las curvas amperométricas resultantes se concluye que las interacciones galvánicas de la amalgama dental nacional Nu Alloy con el Ti CP, el Ti-6Al-4V, el Ni-Cr-Mo y el Au-Pd, son iguales a las interacciones que se dan entre las amalgamas importadas Contour y GS-80 con éstos mismos materiales odontológicos y en la solución de Ringer desaireada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$. Las tres amalgamas dentales comerciales, muestran el mismo comportamiento electroquímico en la solución Ringer desaireada y a $37 \pm 1^\circ\text{C}$, lo que se corroboró con el método estadístico ANOVA, para los valores de PCA, los potenciales y densidades de corriente de corrosión y las densidades de corriente galvánicas.

La mayor interacción galvánica de las tres amalgamas dentales comerciales se dió con el Ti CP, por lo que se recomienda evitar este tipo de interacción *in Vivo*.

Agradecimientos

Los autores agradecen a la empresa New Stetic y al grupo GIPIMME de la Universidad de Antioquia, por sus valiosos aportes en el desarrollo de este trabajo.

Tabla 5 Densidades de corriente galvánica (j), obtenidas de las interacciones entre las amalgamas dentales y los cuatro materiales metálicos de uso odontológico

<i>Interacción galvánica</i>	<i>j ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)</i>	<i>j promedio ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)</i>	<i>Desviación estándar ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)</i>
Nu Alloy-Ti CP	0,420	1,716	1,398
	3,197		
	1,532		
Contour-Ti CP	2,743	2,864	0,117
	2,977		
	2,873		
GS 80-Ti CP	0,622	0,448	0,151
	0,352		
	0,369		
Nu Alloy-Ti6Al4V	0,456	0,394	0,072
	0,411		
	0,316		
Contour-Ti6Al4V	0,274	0,322	0,069
	0,290		
	0,401		
GS 80-Ti6Al4V	0,389	0,310	0,074
	0,243		
	0,297		
Nu Alloy-AuPd	0,027	0,326	0,389
	0,186		
	0,766		
Contour-AuPd	0,606	0,472	0,133
	0,340		
	0,469		
GS 80-AuPd	0,173	0,276	0,189
	0,160		
	0,494		
Nu Alloy-NiCrMo	0,027	0,035	0,191
	0,230		
	-0,151		
Contour-NiCrMo	-0,089	0,135	0,211
	0,163		
	0,330		
GS 80-NiCrMo	-0,094	-0,057	0,055
	-0,083		
	0,007		

Tabla 6 Interacciones estudiadas. La interacción alta es para $j \geq 0,45 \mu\text{A} / \text{cm}^2$. La interacción media es para $0,30 \leq j \leq 0,40 \mu\text{A} / \text{cm}^2$. La interacción baja es para $j \leq 0,1 \mu\text{A} / \text{cm}^2$

Interacción Alta		Interacción Media		Interacción Media		Interacción Baja	
Nu Alloy		Nu Alloy		Nu Alloy		Nu Alloy	
Contour	Ti CP	Contour	Ti6Al4V	Contour	AuPd	Contour	NiCrMo
GS-80		GS-80		GS-80		GS-80	

Referencias

- J. L. Cova. *Biomateriales Dentales*. Ed. D’Vinni Ltda. Bogotá, Colombia. 2004. pp. 279-291.
- D. Revelo. *Informe semestre de práctica industrial en New Stetic*. Informe de práctica. Medellín. 1995. pp. 9, 29-42.
- Phillips. *Ciencia de los materiales Dentales*. 11ª ed. Ed. Elsevier. Madrid. 2004. pp. 495-541.
- R. Craig. *Materiales de odontología restauradora*. 10 ed. Ed. Harcourt Brace. Madrid. 1998. pp. 209-236.
- J. A. Muñoz. *Diseño e implementación de una planta semipiloto para el tratamiento de residuos de amalgama dental*. Informe de práctica. Medellín. 2004. pp. 21-38.
- J. A. Arismendi. “Amalgama dental: obturación funcional o simple relleno cavitario?”. *Revista Facultad de Odontología*. Vol. 6. 1994. pp. 51-59.
- A. Ciszewski, M. Baraniak, M. Urbanek-Brychczyńska. “Corrosion by galvanic coupling between amalgam and different chromium-based alloys”. *Dental Materials*. Vol. 23. 2007. pp 1256-1261.
- E. Sutow, A. Wayne, J. C. Maillet, C. Taylor, G. C. Hall. “In vivo galvanic currents of intermittently contacting dental amalgam and other metallic restorations”. *Dental Materials*. Vol. 20. 2004. pp. 823-831.
- A. Echavarría. *Caracterización electroquímica de algunos implantes metálicos para uso en odontología*. Tesis. Medellín. 2001. pp. 7-15, 57.
- H. Mueller. “Tarnish and Corrosion of Dental Alloys”. *ASM Handbook*. Vol. 13. 1987. pp 1340-1341.
- M. G. Fontana, N. D. Greene. *Corrosion engineering*. Ed. McGraw-Hill. New York. 1967. pp. 10-12.
- D. Jonnes. *Principles and Prevention of Corrosion*. Macmillan. New York. 1992. pp. 101-176.
- N. Horosawa, S. Takahashi, M. Marek. “Galvanic Interaction between ti-tanium and gallium alloy or dental amalgam”. *Dental materials*. Vol. 15. 1999. pp. 318-322.
- M. Fathi, V. Mortazavi. “A Review on Dental Amalgam Corrosion and Its Consequences”. *Journal of Research in Medical Sciences*. Vol. 9. 2004. pp. 42-51.
- R. Buddy, F. J. Schoen, J. E. Lemons, *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. Academic Press. San Diego. 1996. pp. 1-2.
- J. B. Park, R. S. Lakes. *Biomaterials: an introduction*. 2 ed. Plenum Press. New York. 1992. pp. 1-5, 89-95.
- P. Naylor. *Introduction to Metal Ceramic Technology*. Quintessence Books. Chicago. 1992. pp. 1-15, 27-38, 83-88.
- W. S. Tait. *An introduction to electrochemical corrosion testing for practicing engineers and scientists*. Pair O Does. Wisconsin. 1994. pp. 63-77.