
CARACTERIZACIÓN ELECTROQUÍMICA DE CUATRO BIOMATERIALES METÁLICOS DE USO ODONTOLÓGICO*

JORGE A. ARISMENDI E., ** LINA P. AGUDELO A., *** JUAN ESTEBAN MARÍN I., ****
ALEJANDRO PELÁEZ V., ***** ALEJANDRO ECHAVARRÍA V., ***** CATALINA MARÍA ROJAS M. *****

RESUMEN. En la literatura médica se ha sugerido el uso de aleaciones con un mínimo de 50% de contenido de oro para minimizar la corrosión en la unión implante-restauración. Sin embargo, las implicaciones clínicas a largo plazo de la colocación de dos metales diferentes en restauraciones sobre implantes es aún desconocido. El objetivo de este estudio es realizar la caracterización electroquímica de cuatro biomateriales metálicos de uso odontológico para determinar la posibilidad de corrosión entre ellos cuando se ponen en contacto durante los procedimientos restauradores sobre implantes. Se realizó un estudio *in vitro* de tipo descriptivo, prospectivo y comparativo. Se trabajó con cuatro tipos de biomateriales metálicos: titanio comercialmente puro, tomando como muestra un implante SuperCAT® de la casa Lifecore (Lifecore Biomedical Inc., Chaska, MN.); metal altamente noble, con un colado que se realizó a partir de un pilar plástico tipo UCLA® (Lifecore Biomedical Inc., Chaska, MN), con aleación IPS d.sign 91® (Williams, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein); aleación de metal base con un colado que se realizó a partir de un pilar plástico tipo UCLA® con aleación IPS d.sign 15®, y aleación de titanio (Ti6Al4V), usando un aditamento protésico tipo COC® de la casa comercial Lifecore. Se hizo la caracterización electroquímica de las cuatro aleaciones metálicas mediante un potenciostato Bas Zähler, con una celda de tres electrodos, usando como electrodo de referencia el electrodo de Ag/AgCl, obteniendo tres curvas de polarización para cada grupo en su forma pasivada y sin pasivar. La lectura de las curvas potenciodinámicas realizadas en este estudio, con cuatro biomateriales metálicos, y tomando como criterio el potencial de corrosión, concluye un excelente comportamiento para la aleación de titanio y de metales altamente nobles. La mejor combinación, teniendo en cuenta los criterios de potencial de corrosión y corriente a potenciales anódicos, se da con el titanio comercialmente puro y la aleación de titanio.

Palabras clave: implantes, titanio, oseointegración, corrosión galvánica, metales base.

ABSTRACT. The use of alloys with a minimum of 50% gold-content to minimize the potential of corrosion or galvanism in the implant- restoration interface has been suggested in the literature. However, long – term implications of placing two different kinds of metal at this level is still unknown. The purpose of this study was to perform the electrochemical characterization of four metallic biomaterials used in dentistry, to determine the possibility of corrosion among them when placed in contact during restorative procedures on implant fixtures. A prospective, descriptive, comparative, In - Vitro study was made for this purpose. Four types of metallic biomaterials were compared: commercially pure titanium using as a sample a Super CAT® implant (Lifecore Biomedical Inc., Chaska, MN); highly - noble alloy with a cast made from an UCLA abutment (Lifecore Biomedical Inc., Chaska, MN) with an IPS d.sign® 91 alloy (Williams, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein); metal-base alloy with a cast made from an UCLA abutment with an IPS d.sign® 15 alloy; titanium alloy (Ti6Al4V) using a Lifecore COC® prosthetic abutment. The electrochemical characterization was made using a Bas Zahner potentiostat, with a three – electrode setup, obtaining three polarization curves for each group in its passive and non passive forms. The results showed that the titanium alloy had the best electrochemical behavior in both passive and non-passive state, which led to the smallest passive currents. The lowest corrosion potential was obtained for the metal-base alloy, because it had the highest passive currents.

-
- * Artículo derivado de una investigación realizada como requisito parcial para optar al título de especialistas en Prótesis Periodontal, en la Facultad de Odontología del CES, de dos coautores.
- ** Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto, Profesor Asociado, Coordinador de Programas de Posgrado, Grupo POPCAD, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia. Dirección electrónica: jorgearismendi@epm.net.co.
- *** Odontóloga, estudiante 5.º semestre Especialización en Prótesis Periodontal, CES, Medellín, Colombia.
- **** Odontólogo, estudiante 5.º semestre Especialización en Prótesis Periodontal, CES, Medellín, Colombia.
- ***** Odontólogo, especialista en Ingeniería Biomédica, Maestría en Biotecnología, Profesor Asociado CES, Medellín, Colombia.
- ***** Ingeniero Metalúrgico y de Materiales, Especialista en Tratamientos Térmicos. Magíster en Ciencias Químicas. Ph. D. Profesor Titular. Grupo de Corrosión y Protección, Grupo de Biomateriales, Facultad de Ingeniería, Bioingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.
- ***** Estudiante de Química, FCEN, Grupo de Corrosión y Protección, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

ARISMENDI E. JORGE A., LINA P. AGUDELO A., JUAN ESTEBAN MARÍN I., ALEJANDRO PELÁEZ V., ALEJANDRO ECHAVARRÍA V., CATALINA MARÍA ROJAS M. Caracterización electroquímica de cuatro biomateriales metálicos de uso odontológico. Rev Fac Odont Univ Ant; 17 (2): 46-57

RECIBIDO: MARZO 14/2006 - ACEPTADO: JUNIO 13/2006

We can conclude, as seen in the curves obtained, that the best combination of implant-restoration is achieved with the use of commercially pure titanium and titanium alloy.

Key words: Implants, titanium, osseointegration, galvanic corrosion, base metals.

INTRODUCCIÓN LOS BIOMATERIALES METÁLICOS

Los biomateriales se utilizan en diseños que van a sustituir parcial o totalmente las funciones de un órgano o tejido. Ellos pueden ser metálicos, poliméricos, cerámicos o compuestos. Se usan ampliamente en tareas como la cirugía maxilofacial, la ortopedia, la cirugía cardiovascular o neurovascular. En rehabilitación odontológica es común el uso de biomateriales metálicos como el titanio, sea comercialmente puro o en aleación (Ti6Al4V), las aleaciones de metales base y las aleaciones de metales nobles.^{1,2} En la mayoría de los casos estos biomateriales pueden estar en contacto con fluidos como la sangre y la saliva. Cuando hay contacto entre el metal y estos fluidos se crea una celda de concentración ánodo-cátodo con diferencias de potencial cercanas a los 300 mV, que podrían ocasionar el deterioro de algunos materiales de uso odontológico. Las aleaciones preciosas, las aleaciones de titanio y las aleaciones Co-Cr-Mo son las más resistentes a las exigencias impuestas por las celdas de concentración.¹

El titanio debe su alta resistencia a la corrosión en el medio a la formación de una capa de óxido de titanio delgada y muy adherente^{1,2} lo que le confiere características que lo hacen ideal para el uso en implantes dentales. El óxido inicial le confiere alta resistencia a la corrosión, es inerte a los tejidos, y es extremadamente biocompatible. El aluminio aumenta su resistencia mecánica y disminuye su peso; el vanadio actúa como estabilizador. Por sus diferentes propiedades, el titanio ha sido usado exitosamente en odontología por muchos años.

Las aleaciones de metales base son aquellas cuyo contenido de metales nobles es inferior al 25% y no requieren oro. Pueden ser a base de níquel y a base de cobalto. Ambos tipos tienen algo de cromo para evitar excesiva pigmentación y corrosión. Las aleaciones de metales base tienen una técnica

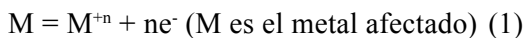
mucho más sensible y precisa que la de metales nobles por lo que requieren métodos especiales de investimento y colado para satisfacer las condiciones clínicas de ajustes a la preparación. Sus propiedades físicas más relevantes son: temperatura de fusión elevada, baja conductividad térmica, baja gravedad específica, alta rigidez y dureza y mayor reactividad química.³⁻⁵

Las aleaciones preciosas con alto contenido de oro, plata, paladio y platino se usan en forma de bases para prótesis parciales fijas metal-cerámicas. Estas estructuras metálicas se caracterizan por su alta resistencia a la corrosión y una moderada o baja resistencia mecánica, comparada con las aleaciones de titanio o acero inoxidable. La alta resistencia a la corrosión se garantiza si la aleación contiene más del 75% de oro. El cobre se adiciona para aumentar la resistencia mecánica y la plata se agrega para compensar la decoloración impartida por el cobre. El paladio y el platino se adicionan para aumentar la resistencia a la pigmentación de la plata.^{1,2}

CARACTERIZACIÓN ELECTROQUÍMICA DE LOS MATERIALES DE IMPLANTE

La evaluación del comportamiento in vitro/in vivo de los implantes se complementa con los ensayos de resistencia a la corrosión, al desgaste, inestabilidad mecánica del implante, reacciones en pruebas de uso, potencial inflamatorio de las partículas que se desprenden del implante, respuesta de éste a la presencia de infecciones y las respuestas locales o sistémicas de los tejidos.^{1,6} Es importante tener en cuenta que el comportamiento in vivo de los implantes, ortopédicos u odontológicos, puede diferir de los obtenidos de los ensayos in vitro con soluciones fisiológicas sintéticas por la gran cantidad de factores que intervienen durante el proceso de la implantación y después de ella.⁶

Corrosión. Se relaciona al deterioro de los metales cuando intervienen fenómenos electroquímicos de oxidorreducción⁷ y es un proceso fisicoquímico que es complementado por la acción biológica. El material pasa de un estado de alta energía (forma metálica) a un estado de baja energía por la acción ambiental: temperatura, presión, altas concentraciones de cloruros en el ambiente. En el caso general se representa la corrosión por la ecuación:



Para que un metal se transforme del estado metálico a la especie iónica necesita otra sustancia que reciba los electrones que el metal entrega y por eso el proceso anódico se da simultáneo con una reacción catódica: un proceso de reducción que consume electrones, los cuales pasan a través del metal desde su fuente anódica.⁸ Las reacciones anódicas y catódicas ocurren en las superficies metálicas en contacto con un electrolito, es decir, un fluido conductor que contiene especies iónicas que son reducidas en la superficie catódica.⁶ La tendencia de los metales a corroerse en soluciones está en relación con su posición en la serie electromotriz. Los elementos que tienen potencial de electrodo negativo son reactivos, pero los elementos que tienen potencial de electrodo positivo no son reactivos y son llamados metales nobles.⁹

Por lo general, la reacción catódica más importante es la reducción del oxígeno en soluciones aireadas, como por ejemplo la saliva, lo cual puede analizarse en un estudio⁹ realizado para la evaluación de la corrosión de 17 materiales diferentes: cuatro metales preciosos, ocho aleaciones de metal base y otras cinco aleaciones como grupo control. Los autores prepararon tres medios diferentes de corrosión para usar en una celda galvánica: saliva artificial, saliva artificial con contenido de ácido cítrico y una solución fluorada. Se evaluó el potencial de corrosión de los materiales por medio de una celda galvánica que fue abierta al aire a una temperatura constante de 37 °C y tomaron registros a intervalos de 5 min durante 30 min. Los resultados de estos investigadores mostraron que las propiedades de corrosión de un metal y una aleación dependen

de su composición, su potencial de electrodo, el esfuerzo sobre el metal y la rugosidad de superficie. También encontraron que la corrosión depende de características específicas del medio oral (saliva, placa dental, bacterias, flujo gástrico), la acidez, nivel de oxidación, temperatura e inhibidores de corrosión presentes en el medio. Se observó que el titanio presentó una alta resistencia a la corrosión en los tres medios utilizados. Las aleaciones de cromo, níquel y molibdeno son resistentes a la corrosión, pero pequeñas variaciones en su composición afectan esta resistencia.

Tipos de corrosión. Los fenómenos de corrosión se pueden clasificar como: corrosión galvánica, acuosa, mecánica o química, corrosión bajo tensión, corrosión por picadura, corrosión por fatiga, corrosión por erosión, corrosión por hendidura y pueden ocurrir simultáneamente.⁸

La corrosión galvánica es ocasionada por la creación de par galvánico entre metales con diferente potencial de electrodo en un medio (saliva, fluido intersticial, jugo gástrico). La corrosión puede ser inducida por celdas de concentración salina. En todos los casos el efecto es el mismo. Se crea una fuerza electromotriz, generadora de una corriente eléctrica con un metal o zona del metal que actúa como cátodo y el otro como ánodo, disolviéndose y formando cráteres en la superficie. Los factores control son, en este caso, la fuerza electromotriz del par formado, la pasividad del metal atacado, la conductividad electrónica del metal e iónica del electrolito, la relación de áreas (anódica y catódica) y la geometría de las piezas metálicas.⁸ Estos factores de control podrían denominarse la cinética del proceso.

Técnicas electroquímicas. Existen tres técnicas electroquímicas comúnmente utilizadas.¹⁰

- Amperometría de resistencia cero.
Se mide la cantidad y dirección de la corriente que fluye entre los dos electrodos que están eléctricamente en corto circuito.
- Curvas de polarización.
Se aplica un potencial, usualmente a una velocidad de barrido de 0,001 V.s⁻¹ y se mide la cantidad

y dirección de corriente que fluye entre los dos electrodos, en un amplio intervalo de potencial. Técnica para estudiar la corrosión, particularmente en los implantes.

- Resistencia de polarización lineal.
Se aplica un potencial, usualmente a una velocidad de barrido de $0,001 \text{ V.s}^{-1}$ y se mide la cantidad y dirección de corriente que fluye entre los dos electrodos, en un intervalo muy estrecho de potencial, en cercanías del potencial de corrosión. La pendiente de la curva potencial-corriente es la resistencia a la polarización y permite estimar la velocidad de corrosión de un metal en un medio acuoso agresivo.

La resistencia a la corrosión de las aleaciones para implantes se evalúa electroquímicamente en condiciones *in vitro*. Se sumerge la muestra en una solución fisiológica de prueba, con un baño a temperatura constante de $37 \text{ }^\circ\text{C}$ durante un determinado tiempo. Dichas soluciones fisiológicas pueden ser: solución salina¹¹ ($0,5 \text{ M NaCl}$), solución de Ringer¹¹⁻¹² (con cloruros de Na, Ca y K), solución Hartmann¹¹⁻¹³ (Ringer con lactato de sodio), solución Hank^{11,14} (Ringer con fosfatos, sulfatos y carbonatos), solución Tyrode¹¹ (Ringer con carbonato). La saliva artificial puede simularse con la adición de bajas cantidades de cloruros de K, Na y Ca en presencia de fosfatos, carbonatos, urea o ácido láctico.^{15,3} También se adicionan fluoruros para estudiar el efecto de prácticas anticariogénicas o microorganismos para simular la carga microbiana en la cavidad bucal.¹⁶

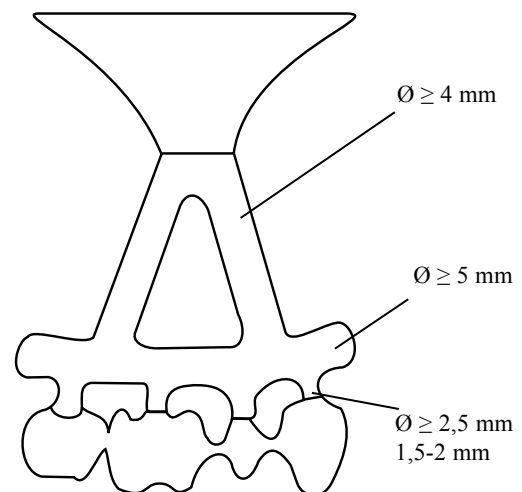
MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio *in vitro* de tipo descriptivo, prospectivo, que evaluó la caracterización electroquímica de cuatro biomateriales metálicos de uso odontológico para determinar la posibilidad de corrosión entre ellos cuando se ponen en contacto durante los procedimientos de restauraciones dentales. Se trabajó con cuatro tipos de biomateriales metálicos: titanio comercialmente puro tomando como muestra un implante SuperCAT[®] de la casa Lifecore (Lifecore Biomedical Inc., Chaska, MN.); aleación de metal altamente noble, se realizó un

colado a partir de un pilar plástico tipo UCLA[®] (Lifecore Biomedical Inc., Chaska, MN) con aleación IPS d.sign 91[®] de la casa Williams (Williams, Ivoclar Vivadent), cuya composición química es: Au 60%, Pd 30.55%, Ga 1,0%, In 8,4%, Re < 1,0%, Ru < 1,0%; aleación de metal base, se realizó un colado a partir de un pilar plástico tipo UCLA[®] con aleación IPS d.sign 15[®] de la casa Williams (Williams, Ivoclar Vivadent), cuya composición química es: Ni 58,7%, Cr 25,0%, Mo 12,1%, Si 1,7%, Fe 1,9%, Co < 0,1%, Ce < 0,1%; y aleación de titanio (Ti6Al4V), usando un aditamento protésico tipo COC[®] de la casa comercial Lifecore (Lifecore Biomedical Inc., Chaska, MN.),

El colado de los pilares protésicos se realizó de acuerdo con las instrucciones de la casa BEGO[®] (Bremer Goldschlägerei Wilh, Bremen), con los diámetros y posicionamiento de los bebederos según la figura 1.

Figura 1
Forma de los bebederos



Se trabajó con anillos metálicos de 90 cm^3 para el colado de cada grupo de pilares (metal noble y metal base). Se verificó la posición de los patrones en el anillo y se procedió a revestir, preparando el revestimiento de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Se mezcló el líquido especial Begosol HE (BEGO[®], Bremer Goldschlägerei Wilh, Bre-

men) con el polvo Bellavest SH (BEGO® , Bremer Goldschlägerei Wilh, Bremen) en una proporción de 14 ml/90 grs. Luego de 5 min de fraguado se raspó la superficie del revestimiento con un cuchillo para yeso con el fin de permitir la salida de gases y se llevó a un horno Meditherm 200 MP (BEGO® , Bremer Goldschlägerei Wilh, Bremen). Cuando el horno se encontraba a 700 °C, se introdujo el anillo y se estabilizó durante 15 min, luego se aumentó la temperatura a un promedio de 9 °C/min hasta alcanzar los 950 °C y se estabilizó 30 min; terminada esta fase se realizó el colado, de acuerdo con las características de la técnica de colado rápida. Con la centrifuga de inducción Fornax T (BEGO® , Bremer Goldschlägerei Wilh, Bremen) se realizaron los colados de los aditamentos protésicos en metal base y metal noble. Una vez listos los colados se removió el revestimiento se recortaron y pulieron las estructuras metálicas.

Cada uno de los biomateriales metálicos se montó en probetas individuales utilizando resina termo-fraguable del tipo fenolformaldehído para prevenir una posible corrosión por hendidura en la interfase metal-polímero. Dichas probetas son pulidas hasta obtener un acabado tipo espejo con papel abrasivo hasta la referencia 1200. Cada probeta se sumergió en un beaker de 800 cm³ con solución de Ringer. La composición de la solución de Ringer se presenta en el siguiente esquema:

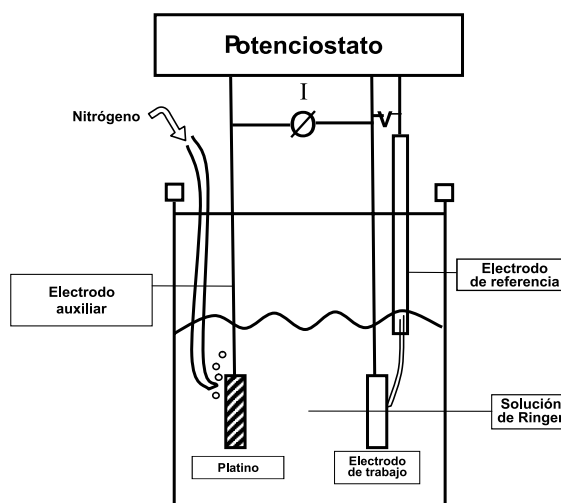
Composición	Relación peso/volumen
NaCl	8,6 g.l ⁻¹
KCl	0,3 g.l ⁻¹
CaCl ₂	0,30 g.l ⁻¹

Esta solución fue preparada con reactivos analíticos y agua destilada y desionizada. La solución se mantuvo permanentemente desaireada al burbujear con nitrógeno grado 5 y se renovó en cada análisis. El beaker se sumergió parcialmente en un tanque con termostato y con agua a temperatura de 37 °C. Todo el conjunto se protegió electromagnéticamente por una celda de Faraday con puesta a tierra.¹⁶

Los ensayos electroquímicos fueron realizados en un potenciostato Bas Zähler, utilizando la celda de tres electrodos (Internacional Standard. ISO10993-

15:2000(E). Suiza: ISO 10993-15:2000(E): un contraelectrodo de platino, un electrodo de referencia de Ag/AgCl y un electrodo de trabajo (figura 2). Las curvas de polarización se obtuvieron al final del tiempo de inmersión debido a que cada muestra se estabilizó en el medio durante 30 min. Una vez estabilizada la muestra se corrió el ensayo electroquímico desde Ecorr (potencial de corrosión) hasta 0,9 V_{Ag/AgCl}, a una velocidad de barrido de 0,001 V. s⁻¹. Para la obtención de cada curva de polarización se empleó un tiempo promedio de 30 min. Los datos del potencial de corrosión de las tres repeticiones por grupo fueron promediados. Las curvas potencio-dinámicas se realizaron a todas las probetas en la condición inicial de “no pasivado” y la condición posterior “pasivada”, es decir, luego de realizada la primera polarización.

Figura 2
Montaje para mediciones electroquímicas



RESULTADOS

Las curvas de polarización obtenidas para el titanio comercialmente puro (implante SuperCAT®) se observan en la figura 3. La línea roja corresponde a la condición de material “no pasivado” y la línea azul corresponde a la condición de material “pasivado”. Puede observarse que la muestra de titanio pasivada tiene mayor potencial de corrosión, aproximadamente en 0,1 V, y una menor densidad de corriente en la zona de los 0,5 V_{Ag/AgCl}.

Las curvas de polarización obtenidas para la aleación de titanio (COC®) se observan en la figura 4. La línea roja corresponde a la condición no pasivada y la línea azul a la condición pasivada. Se observa un comportamiento similar de las condiciones sin pasivar y pasivada de la aleación COC.

Las curvas de polarización obtenidas para la aleación de metales base se observan en la figura 5. La línea azul corresponde a la condición “pasivada” y la línea roja a la condición “no pasivada”. Puede observarse que la muestra de metal base pasivada presenta una región típica de comportamiento pasivo entre el intervalo de potenciales evaluado. La curva correspondiente a la condición de “no pasivado” presenta un potencial de pasivación cercano a 0,15 V y esta región se extiende hasta 1 V. Se observa que la muestra pasivada tiene una corriente muy inferior a potenciales de 0,5 V, en cerca de dos órdenes de magnitud, con respecto a la muestra no pasivada. A su vez, la muestra pasivada muestra un potencial de corrosión ligeramente mayor.

Las curvas de polarización obtenidas para la aleación de metal altamente noble se observan en la figura 6. La línea roja corresponde a la condición “sin pasivar” y la línea azul a la condición “pasivada”. Se deduce que ambas muestras presentan un comportamiento electroquímico similar, la probeta pasivada presenta un potencial de corrosión ligeramente superior, con leve disminución en la corriente a potenciales anódicos. La trayectoria superior y hacia la izquierda de la línea azul (condición “pasivada”) nos sugiere mejor estabilidad del material en cuanto a posibilidad de corrosión.

En la figura 7 se comparan las muestras evaluadas electroquímicamente en la condición “sin pasivar”. La que exhibe el mejor comportamiento electroquímico es la aleación de titanio, seguida en su orden por la muestra de metal altamente noble, seguida por el titanio comercialmente puro y por último, el metal base. Este mejor comportamiento de la aleación de titanio se evidencia al presentar corrientes menores de pasivación.

En la figura 8 se comparan entre sí las muestras “pasivadas”. La muestra de mejor comportamiento electroquímico es la aleación de titanio, seguida en su orden por la muestra de titanio comercialmente puro, la aleación altamente noble y, por último, la aleación base. Es importante resaltar el mejor comportamiento electroquímico de la muestra de metal base pasivada con respecto a la condición de no pasivada.

La tabla 1 muestra los valores de logaritmo de la densidad de corriente en amperios/cm² a 0,5 V_{Ag/AgCl}, para las diferentes muestras en las dos condiciones evaluadas.

En la tabla 2 se observan los valores del potencial de corrosión de las cuatro aleaciones en su estado “sin pasivar” y “pasivada”. Se puede resaltar que el mayor potencial de corrosión es el que exhibe la muestra de aleación de metales altamente nobles, seguida por la aleación de titanio y por último, el titanio comercialmente puro y metal base. Las probetas no mostraron picadura ya que la trayectoria de regreso en la curva de polarización desde +0,9 V se da hacia la izquierda, es decir, hacia corrientes menores.

Tabla 1

Valores de Log densidad de corriente a potencial anódico (0,5 V_{Ag/AgCl}) de las diferentes aleaciones en su estado sin pasivar y pasivada

Muestra	Log densidad de corriente en amperios/cm ² a 0,5 V _{Ag/AgCl} primera polarización (sin pasivar)	Log densidad de corriente en amperios/cm ² a 0,5 V _{Ag/AgCl} segunda polarización (pasivada)
Aleación de metales altamente nobles	-4,14	-4,21
Titanio cp	-4,14	-4,73
Aleación de titanio	-6,13	-6,18
Aleación de metales base	-1,37	-3,32

Tabla 2
Potenciales de corrosión de las diferentes aleaciones en su estado sin pasivar y pasivada

Muestra	Potencial de corrosión muestra sin pasivar	Potencial de corrosión muestra pasivada
Aleación de metales altamente nobles	0,190	0,218
Titanio cp	-0,182	-0,110
Aleación de titanio	-0,081	0,113
Aleación de metales base	-0,216	-0,149

DISCUSIÓN

Todos los metales usados en dispositivos para prótesis biomédicas se degradan en mayor o menor medida. La degradación in situ de las aleaciones metálicas implantadas es indeseable por dos razones: el proceso de degradación afecta negativamente la integridad estructural del implante y la liberación de iones genera una reacción adversa del tejido biológico circundante.¹⁷ El ambiente del cuerpo es muy agresivo para los metales ya que la solución salina que lo compone es un excelente electrolito que facilita los mecanismos electroquímicos de corrosión e hidrólisis y además existen muchas especies moleculares y celulares en los tejidos que catalizan reacciones químicas o rápidamente destruyen ciertos componentes identificados como foráneos.¹⁸

Las aleaciones preciosas, las aleaciones de titanio y las aleaciones Co-Cr-Mo son las más resistentes a las exigencias impuestas por las celdas de concentración.^{19, 20} El titanio tiene características que lo hacen ideal para su uso en implantes dentales: la alta resistencia mecánica y su oxidación espontánea al contacto con el agua, aire o fluidos tisulares. El óxido inicial le confiere alta resistencia a la corrosión, es inerte a los tejidos, tiene baja densidad que le proporciona alta relación resistencia/peso y es extremadamente biocompatible. Se utiliza en aleación con aluminio y vanadio. El aluminio aumenta su resistencia y disminuye su peso; el vanadio actúa como catalizador y evita la corrosión.^{21, 22} Por sus diferentes propiedades, el titanio ha sido usado exitosamente en odontología como anclaje óseo, en forma de implantes, para procedimientos restauradores protésicos en pacientes parcial o totalmente edéntulos.²³⁻²⁵ Algunos

autores sugieren utilizar aleaciones con un mínimo de 50% de contenido de oro en las restauraciones protésicas para minimizar la presencia de galvanismo o corrosión en la unión implante-restauración. Sin embargo, las implicaciones a largo plazo de la colocación de dos metales diferentes a este nivel es aún desconocido.^{26, 27} Se plantea que la falla tardía en la oseointegración de los implantes puede presentarse por infección, carga incorrecta o incompatibilidad del material. La patología inducida por el material se relaciona generalmente con un proceso corrosivo y puede tener un desarrollo agudo o crónico. Los iones de los metales y aleaciones que se corroen pueden difundirse a los tejidos duros y blandos adyacentes causando reacciones tóxicas locales.²⁸

El posible comportamiento frente a la corrosión de las aleaciones que se consideran de interés se puede analizar a partir de las curvas de polarización anódica que éstas exhiben. Agrupando las curvas obtenidas se pueden comparar las tendencias presentadas por las distintas aleaciones. A partir de la lectura de las curvas potenciodinámicas realizadas en este estudio con cuatro biomateriales metálicos, y tomando como criterio el potencial de corrosión, se concluye un excelente comportamiento para la aleación de titanio y de metales altamente nobles, situándose por debajo de ellos el titanio comercialmente puro y la aleación de metales base, tanto en la condición de no pasivado como pasivado. Las bajas densidades de corriente a potenciales anódicos de 0,5 V para la aleación de titanio, aleación de metales altamente nobles y el titanio comercialmente puro, sugieren un buen comportamiento de estos en el ambiente bucal.

Los resultados de este trabajo presentan tendencia similar con los hallazgos reportados para las

aleaciones con alto contenido de oro en un trabajo comparativo²⁹ con otras aleaciones, debido a que presentaron una elevada densidad de corriente de inicio de la pasivación y un menor potencial de inicio de corrosión; de igual forma se demostró que a medida que se disminuye el contenido de oro de la aleación se presenta un comportamiento inferior. Un estudio³⁰ que evaluó la posibilidad de corrosión galvánica entre diferentes aleaciones a través de acoples con implantes de titanio comercialmente puro encontró que las aleaciones de paladio-oro (60-28%) y oro-paladio (40-7,9%), actuaron como cátodos, comportándose de una forma más estable, resultado que se corrobora en el presente trabajo de investigación. Estas aleaciones, junto con el Remanium 800 (Co-Cr), generaron baja corriente galvánica y son recomendadas para su uso en el colado de supraestructuras sobre implantes. Las aleaciones de peor comportamiento fueron Remanium 2000 (Co-Cr) y amalgama. Otro estudio encontró que los potenciales de corrosión y las curvas de polarización anódica son similares en diferentes aleaciones con alto contenido de paladio, excepto en aleaciones de paladio con contenido de plata de más del 5% en peso, las cuales presentan un potencial de corrosión anódico. Sin embargo el comportamiento de la aleación de plata-paladio usada no presentó diferencias estadísticamente significativas en el potencial de corrosión al compararlo con la aleación de paladio-plata.³¹

Es notable el resultado que se obtuvo con la aleación de metales base la cual presenta el comportamiento electroquímico más desfavorable de todas las aleaciones evaluadas. En la condición de pasivado y “no pasivado” se observa una diferencia notable en el comportamiento de este material, poniendo de relevancia la importancia de la pasivación en el comportamiento de estas aleaciones. Para todas las aleaciones evaluadas se encontró que durante el proceso de pasivación se obtiene mejor comportamiento electroquímico que puede correlacionarse con mayor resistencia a la corrosión. Cuando el metal se oxida en su superficie, éste produce un óxido insoluble en forma de capa compacta, actuando como medio de recubrimiento contra la corrosión.^{32, 33} La tabla 1 presenta el

notorio aumento de la resistencia a la corrosión de las muestras pasivadas al compararlas con las muestras sin pasivar.

El presente estudio muestra que las aleaciones de titanio y la de metales altamente nobles tienen alto potencial de corrosión con respecto al obtenido en el caso del titanio comercialmente puro y los metales base. Es posible la creación de un par galvánico importante entre metal noble y metal base, pero éste debe demostrarse en trabajos futuros. La mejor combinación, teniendo en cuenta los criterios de potencial de corrosión y corriente a potenciales anódicos, se da con el par de titanio comercialmente puro y la aleación de titanio.

Es interesante mencionar la importancia que tiene la evaluación de la densidad de corriente en la zona de los 0,5 V. Esta zona corresponde a los potenciales de los fluidos fisiológicos (incluyendo la saliva) por efecto de las celdas de concentración, por cloruros o por oxígeno, generados en los implantes colocados en la cavidad bucal en contacto con fluidos intersticiales.³³ La comparación de estos valores, junto con el potencial de corrosión (E_{cor}), son los determinantes en la evaluación electroquímica de los metales.

Un reporte²⁸ de seis implantes que fracasaron en la oseointegración posterior a la fabricación de la restauración protésica, con un intervalo de tiempo de 1 a 39 meses, con el uso de una aleación altamente noble (86% oro, 7 platino, 4 paladio, 1 plata y 2 otros) en la fabricación de la estructura metálica para porcelana, presenta lesiones de corrosión y áreas de oxidación en las superficies de todas las coronas y los implantes. Los autores sugieren la posibilidad de desadaptación, invasión bacteriana y un proceso acelerado de corrosión. Se sugiere el uso de implantes de una sola fase, incluso de un solo componente, estructuras metálicas sólo de titanio, aleaciones altamente nobles libres de indio, cobalto y galio para evitar la formación de óxidos y el trabajo con restauraciones libres de metal. Además se sugiere el sellado de todas las interfases implante-restauración para evitar la colonización bacteriana y la posible corrosión en la zona cervical.

Figura 3
Curvas de polarización del titanio cp

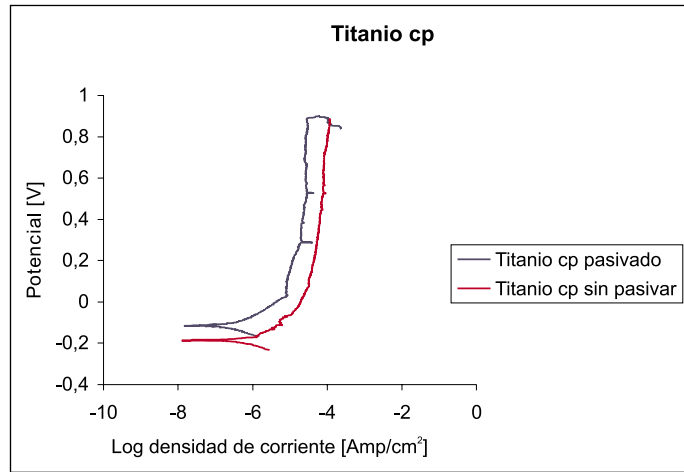


Figura 4
Curva de polarización aleación de titanio

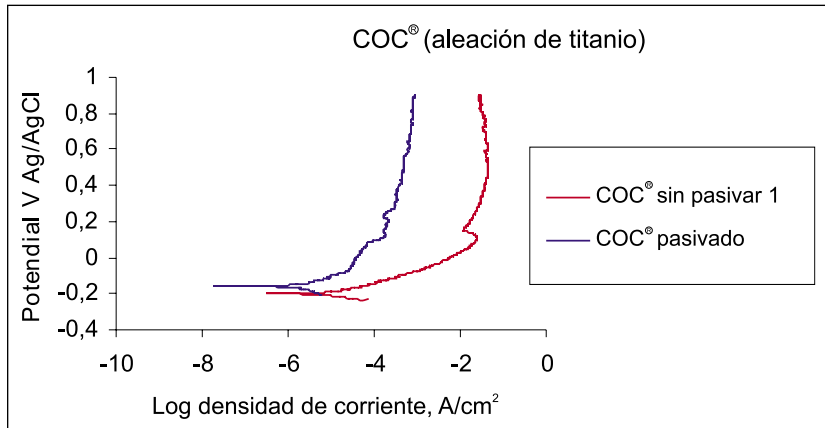


Figura 5
Curva de polarización de aleación de metales base

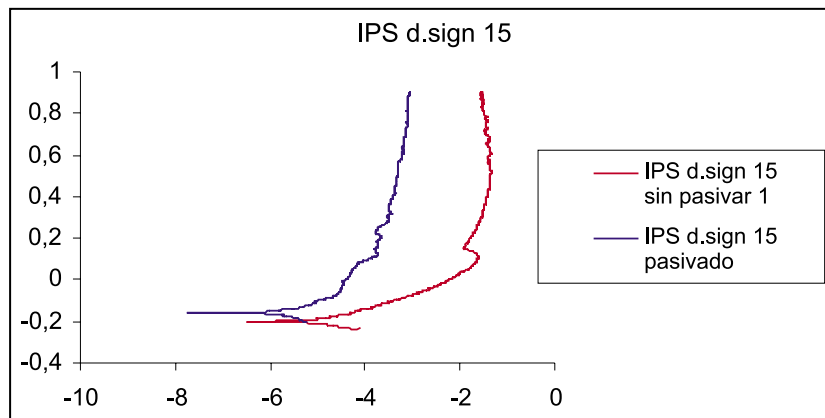


Figura 6
Curvas polarización de metales altamente nobles

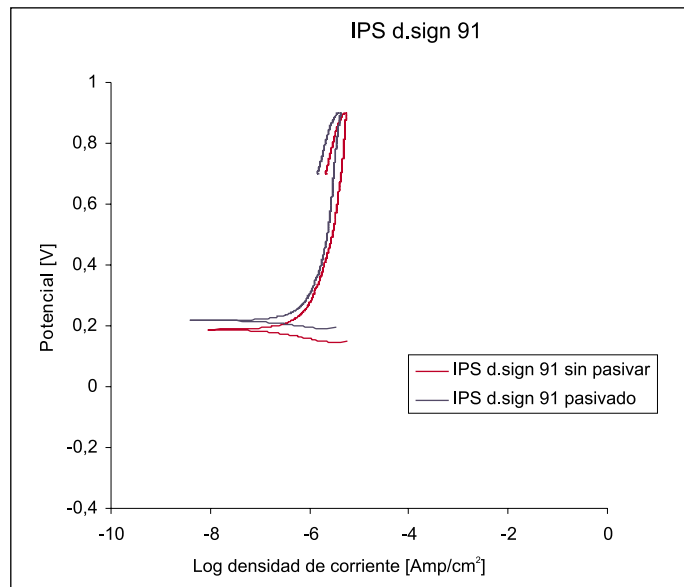


Figura 7
Muestras condición sin pasivar

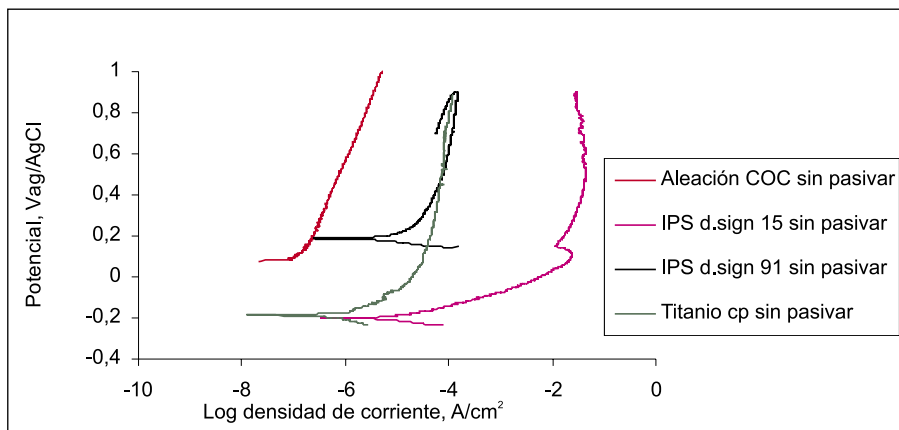
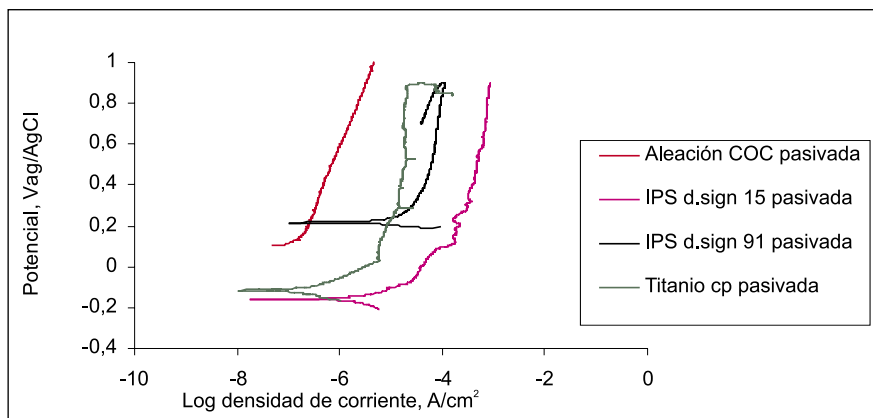


Figura 8
Muestras en condición pasivada



Todo lo anterior nos indica que se hace necesaria la elaboración de más estudios en las áreas básicas y clínicas para tener mayor comprensión de los fenómenos biológicos entre los biomateriales y los tejidos orgánicos y tener mayor predecibilidad de lo que ocurrirá durante el tiempo de servicio de éstos en el organismo. Específicamente se recomienda complementar este estudio con la evaluación de la interfase entre los diferentes materiales evaluados, para corroborar los resultados obtenidos.

CONCLUSIONES

1. Se observó que todas las aleaciones exhibían mejor comportamiento en forma pasivada respecto a la no pasivada, debido a que se establecían corrientes menores de pasivación.
2. La aleación de titanio presentó el mejor comportamiento electroquímico debido a que mostró las menores corrientes de pasivación y un alto potencial de corrosión.
3. El peor comportamiento electroquímico lo presentó la aleación de metal base, ya que exhibe las más altas corrientes a potenciales anódicos y el menor valor de potencial de corrosión.
4. Se puede sugerir que la mejor combinación restauración-implante para las condiciones de ensayo se logra con el uso de titanio comercialmente puro y la aleación de titanio.

CORRESPONDENCIA

Jorge A. Arismendi E.
 Facultad de Odontología
 Universidad de Antioquia
 Medellín, Colombia
 Dirección electrónica:
 jorgearismendi@epm.net.co

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Park J and Lakes R. Biomaterials: an Introduction. 2.^a ed. New York. Plenum Publishing; 1992.
2. Echavarría, A y Arroyave C. Consideraciones acerca de las interacciones entre el metal de implante ortopédico y el cuerpo humano. Rev Fac Ing Univ Antioquia, 1997; 9 (2): 102.

3. Cuartas ME. Aleaciones para colados. Acta Clin Odontol. 1990; 13(26):15-21
4. Restrepo A, Trujillo J. Aleaciones metálicas. Rev Fac Odontol Univ Ant, 1990 1 (2): 29-40.
5. Naylor WP. Introduction to metal ceramic technology. Chicago: Quintessence Publishing, 1992; pp. 27-42.
6. Echavarría A. Una perspectiva de los biomateriales desde un diseño específico: La prótesis total de cadera. Rev Fac Ing Univ Antioquia, N.o. 30. 95-108, diciembre de 2003.
7. Gilchrist N. Corrosión. Rev Integral Ind, 1983; 63: 12-21.
8. Vargas, O. Corrosión metálica. Inf Tecnol, 1988; (6): 11-13.
9. Kedici SP, Aksüt AA, Kılıçarslan M, Bayramoğlu G, Gökdemir K. Corrosion behavior of dental metals and alloys in different media. J Oral Rehabil, 1998; 25: 800-808.
10. Schweitzer PA. Encyclopedia of corrosion technology. New York: Marcel Dekker; 1998.
11. Bai Z. et al. Electrochemical behaviour of 316L Stainless Steel in Static Simulated Physiological solutions. The 10th Asia Pacific Corrosion Control Conference. Proceedings Book. Bali, Oct. 1997. A25. 1/5 to A25.5/5.
12. Kovacs P. Electrochemical techniques for studying the corrosion behaviour of metallic implant materials. Techniques for Corrosion Measurements. 1992 Symposium NACE. New York. pp. 5-1 to 5-14.
13. Joska L, Novak P, Joska L., Bystrianský J., Novák P.: The Effect of the Alloy Powder Preparation on the Corrosion Behaviour of Dental Amalgams, Proceedings of 15th International Corrosion Congress, paper 139, 7 p., Granada (2002).
14. Escudero ML, González-Carrasco JL, García-Alonso C, Ramírez E. Electrochemical impedance spectroscopy of preoxidized MA 956 superalloy during in vitro experiments. Biomaterials, 1995; 16 (9): 735-740.
15. Williams R, Elliot J. Bioquímica dental básica y aplicada. México: Manual Moderno, 1990.
16. Cortizo M, De Mele M. Biodeterioration of dental metallic materials. 2nd NACE Latin Am Reg Corrosion Congress, Rio de Janeiro. Sep. (1996), paper LA 96149.
17. Jacobs JJ. et al., Current concepts review corrosion of metal orthopaedic implants. J Bone Joint Surg Am, 1998; 80A (2): 268-282.
18. Gurappa I. Characterization of different materials for corrosion resistance under simulated body fluid conditions. Materials Characterization, 2002; 49: 73-79.
19. Elliott P. Understanding corrosion attack. Plant Engineering, 1993; 16; 47: 68-71.
20. Niinomi M. Fracture characteristics, microstructure, and tissue reaction of Ti5Al2.5Fe for orthopedic surgery. Metallurgical and Materials Transactions A, 1996; 27(A), pp. 3925-3932.

21. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: a review. *J Periodontol*, 1992; 63: 859-870.
22. Botha SJ. Physical, mechanical, chemical, biological and optimal surface characteristics for bio-acceptability. *J Dent Assoc South Afr*, 1997; 52: 273-282, 1997.
23. Henry PJ, Tolman DE, Bolender C. The applicability of osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: three-year results of a prospective multicenter study. *Quintessence Int*, 1993; 24: 123-129
24. Kastenbaum F. Achieving ideal esthetics in osseointegrated prostheses. Part I. Multiple Units. *Int J Periodont Rest Dent*, 1992; 12: 153-159.
25. Henry PJ, Laney WR, Jemt T. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996; 11: 450-455.
26. Lewis S. Anterior single tooth implant restorations. *Int J Periodont Rest Dent*, 1995; 15: 31-39.
27. Lewis, S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prothet Dent*, 1992; 67: 509-515.
28. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004; 19: 826-831.
29. Basualto J, Barceló C, Gaete A. Propiedades de aleaciones Ag-Pd para usos odontológicos. *Rev Metal Madrid*, 1996; 32 (5): 314-320.
30. Taher NM, Al Jabab AS. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. *Dent Mater*, 2003; 19: 54-59.
31. Berzins DW, Kawashima I, Graves R, Sarkar NK. Electrochemical characteristics of high-Pd alloys in relation to Pd-allergy. *Dent Mater*, 2000; 16: 266-273.
32. Steinemann S. Propiedades del titanio. En: Schroeder A, Sutter F, Krekeler G. *Implantología oral. El sistema ITI*. Madrid: Ed. Médica Panamericana; 1993; pp. 37-58.
33. Steinemann SG. Metal implants and surface reactions. *Injury*, 1996; 27 (Suppl 3): 16-22.

CURSOS DE EDUCACIÓN CONTINUA 2006

Primer semestre / Teórico-prácticos

Curso de entrenamiento en Odontología Estética

CONTENIDO



- Postes prefabricados. Reconstrucción de estructura dentaria.
- Blanqueamiento dental
- Carillas directas construcción cromática
- Carillas indirectas cerámico-porcelana
- Coronas individuales "un logro de alta estética"
- Alargamiento coronal. Cierre de diastemas y manejo de microdoncias
- Resinas en posteriores directa e indirecta
- Resinas directas en anteriores
- Diseño de sonrisa y fotografía intraoral
- Cementación adhesiva
- Principios básicos de la preparación dental. Provisionales, coronas e incrustaciones
- Principios de laboratorio para la mejor comunicación con su técnico
- Prótesis fija con removible, una opción estética
- Manejo de sobredentaduras implanto y dentosoportada

Curso de ajuste oclusal por tallado selectivo y adición