

Propiedades metalúrgicas y electroquímicas de la aleación Au-1,7% Ti para aplicaciones odontológicas

Hector Darío Sánchez^a*, Jorge Andrés Calderón^b, Alejandro Echavarría^c, Lina. Morales^a

^aGrupo GIPIMME, Universidad de Antioquia

^bGrupo de Corrosión y Protección, Universidad de Antioquia.

^cGrupo de Biomateriales, Universidad de Antioquia.

(Recibido el 21 de octubre de 2005. Aceptado el 8 de noviembre de 2005)

Resumen

En el presente trabajo se evalúa la microestructura y la micro-dureza de una aleación Au-1,7% Ti en las condiciones centrifugada, solubilizada y con posterior envejecimiento a 400°C por 4 horas. En estas condiciones, se comparan las curvas de polarización obtenidas en solución de fisiológica artificial (Ringer) de la aleación Au-1,7% Ti, con tratamiento superficial de pasivación y sin, con respecto a las de la aleación Au-Pd-Ga-In y oro puro. Se concluye que la aleación Au-1,7% Ti, tiene buena respuesta al tratamiento térmico de envejecimiento y presenta satisfactorio, aunque menor, comportamiento electroquímico en la condición pasivada, con respecto a la aleación comercial de Au-Pd-Ga-In.

----- *Palabras clave:* aleación Au-1,7%Ti, aleación Au-Pd, aleación Au-Pd-In, polarización, endurecimiento por precipitación, biomateriales, corrosión.

Metallurgical and electrochemical properties of an Au-1,7% Ti alloy for dental applications

Abstract

The micro-structure and micro-hardness of an Au-1,7%Ti alloy in different conditions: centrifuged, solubilized and aged at 400°C during 4 hours were evaluated. Polarization curves obtained in an artificial physiological solution (Ringer) of the Au-1,7% Ti alloy, with and without surface passivation treatment, were compared to those of an Au-Pd-Ga-In alloy and pure gold. Results indicate that

*Autor de correspondencia: Teléfono:+57+4+ 2105542 Fax:+57+4+2638282 Correo electrónico:hsanchez@udea.edu.co (H.D. Sánchez)

the Au-1,7% Ti alloy has a good response to the aging treatment in the passivated condition the alloy also presents a satisfactory, although lower, corrosion resistance with respect to the Au-Pd-Ga-In alloy.

----- *Key words:* Au-1,7%Ti alloy, Au-Pd alloy, Au-Pd-Ga-In alloy, polarization, precipitation hardening, biomaterials, corrosion.

Introducción

En los últimos años se han venido desarrollando las aleaciones base oro de alta ley, para gran variedad de aplicaciones en odontología, joyería e industria electrónica. En la práctica odontológica son ampliamente utilizadas las aleaciones Au-Pd, para fusión de coronas revestidas en cerámica. Sin embargo, el uso del paladio como catalizador en los convertidores catalíticos de automóviles, ha generado que el precio del paladio varíe de acuerdo con las demandas fluctuantes del mercado y sea hoy considerado un metal estratégico. Por esto es importante profundizar en el estudio de materiales que substituyan el paladio en algunas de sus aplicaciones, en especial como material odontológico. Uno de estos posibles elementos es el titanio, ya que exhibe notable resistencia a la corrosión y promueve la precipitación de fases secundarias, las cuales pueden inducir características de endurecimiento por envejecimiento a las aleaciones de oro de alta ley.

Aleaciones Au-Pd-Ga-In

Las aleaciones Au-Pd han sido ampliamente utilizadas como biomaterial odontológico. Están cubiertas por la norma ISO/DIS 9693, grupo 8 (*Dental ceramic fused to metal restorative materials*). Los rangos de composición normalmente encontrados en estas aleaciones son: %Au (40-60), %Pd (20-40), %Ag (0-20), otros elementos In, Sn, Ga, Ir, Re, Ru. Elementos aleantes como el galio, el indio y el rutenio se agregan a la aleación principalmente para aumentar la dureza.

En la caracterización electroquímica de estas aleaciones, se ha utilizado ampliamente la técnica de la polarización potenciodinámica en soluciones fisiológicas artificiales [1-3]. Horasawa [4], caracteriza el comportamiento de la aleación Ag-Pd-Cu-Au-Zn a la corrosión en saliva artificial en presencia de CO₂ y encuentra que la densidad de corriente de corrosión era fuertemente afectada por el número de refusiones del material. Paradiso [5] evaluó el efecto de la variación de la cantidad de elementos Zn, In, Sn, y B en la corrosión de la aleación 79% Pd-10% Cu-9% Ga en

saliva artificial y encontró que los elementos de aleación secundarios citados tenían poco efecto en los parámetros de corrosión evaluados. Lane [6] comparó las propiedades electroquímicas de tres diferentes aleaciones de paladio respecto a aleaciones base oro en estado "as cast" usando una solución de 0,9% de NaCl oxigenada con pH 7 a 37 °C y encontró que la densidad de corriente en las aleaciones de alto paladio era similar a la de las aleaciones base oro.

Las aleaciones oro-titanio

Las aleaciones Au-Ti se originaron inicialmente para la fabricación de piezas de joyería de alta ley. En 1983, la Intergold's Hong Kong fabricó las aleaciones de Au-1% Ti (23,7 quilates), con el color del oro puro y propiedades mecánicas similares a las aleaciones de Au-Ag-Cu de 18 quilates, usadas en joyería. En 1987, A. M. Tasker [7] aplica esta aleación en la fabricación de joyas. En 1989, Gafner [8] estudia las propiedades metalúrgicas de la aleación Au-1% Ti y pone de manifiesto la variedad de propiedades mecánicas que se pueden lograr por medio de tratamiento térmico de envejecimiento. Estas propiedades de la aleación envejecida permitieron su aplicación en la industria electrónica para la fabricación de alambres de alta resistencia en la manufactura de circuitos integrados [9, 10]. Fischer [11-13] caracteriza mecánicamente las aleaciones Au-Ti hasta un contenido máximo de 2% de titanio en las condiciones "as cast" y homogeneizadas.

Si bien las propiedades mecánicas de la aleación Au-1% Ti, han sido reportadas en diferentes condiciones de tratamiento térmico, el estudio del endurecimiento por precipitación y el comportamiento electroquímico de las aleaciones con más de 1,0% no se ha llevado a cabo hasta el momento. Estudios realizados por Knosp [1] al comparar la aleación Au-1,7%Ti, en condiciones "as cast", encontraron que realizando pruebas de inmersión por 7 días, la solución contenía 0,20 µg/cm² de titanio, puesto que el oro no se disuelve, lo que no ocurre con el paladio, el galio y el indio, los cuales se ha demostrado que

pasan como iones a la solución. Se resaltan los resultados de esta investigación comparada con los resultados de Fischer, pues dieron valores similares. Los resultados de Knosp fueron buenos comparados con muchas aleaciones base paladio usadas en odontología, pero el autor no especifica qué tratamiento y metalografía tenía la aleación de Au-Ti.

En esta investigación se estudia el proceso de endurecimiento por envejecimiento de una aleación Au-1,7%Ti, por el efecto de sostenimiento a distintos tiempos a 400 °C. También se evalúa el comportamiento de susceptibilidad a la corrosión de esta aleación en solución fisiológica artificial (Ringer) mediante ensayos electroquímicos. Los resultados se comparan con la aleación comercial de Au-Pd-Ga-In y con oro puro.

Procedimiento experimental

Como material de referencia se utilizó una aleación comercial Au-Pd, con composición nominal de: 51,1% Au, 38,4% Pd, 1,5% Ga, 8,5% In, 0,1% Ru. La fusión de la aleación Au 1,7% Ti se realizó en un horno de plasma de arco de tungsteno, con atmósfera inerte de argón, utilizando crisol cerámico, con esto se evitan las pérdidas del titanio por oxidación. El oro de partida fue doblemente refinado, primero por el método del ácido nítrico y luego por dilución en agua regia y posterior precipitación con sulfato ferroso.

Las muestras se fabricaron por colado centrífugo a partir de moldes preparados por la técnica de la cera perdida, utilizando como refractario un producto comercial de liga fosfática (X-20™). La geometría de las probetas, de forma troncocónica (1.º de conicidad), aseguraba que la probeta estuviera libre de defectos de solidificación como rechupes o poros. Las dimensiones finales de las muestras eran de 4 mm de diámetro y 10 mm de altura.

La muestra "as cast" se trató térmicamente, se solubilizó a 1.020 °C por media hora, en crisol de alúmina y con cubierta de vidrio de bórax,

para evitar la oxidación del titanio con posterior enfriamiento en agua.

Todas las muestras fueron electrosoldadas (*Capacitor discharge welding technique*) a un alambre de cobre calibre 14 y todo el conjunto fue vaciado en resina de poliéster insaturado y posteriormente pulidas hasta papel abrasivo 1.200. Las probetas fueron evaluadas metalográficamente utilizando agua regia como reactivo de ataque. Las microdurezas se tomaron por triplicado, con carga de 50 g por 10 segundos.

Las curvas de polarización se efectuaron en un potencióstato Bas Zähler, utilizando la celda de tres electrodos con contra electrodo de platino, electrodo de referencia de Ag/AgCl y electrodo de trabajo. Como electrolito se usó una solución de Ringer, preparada con 8,6 g/L de NaCl, 0,33 g/L de KCl, 0,30 g/L de CaCl₂. Todos los ensayos se realizaron a 37 °C, con burbujeo de nitrógeno en la celda por 30 minutos para asegurar condiciones desaireadas. El barrido de potencial se realizó desde Ecorr-0,05 V hasta +0,9 V a una velocidad de 0,001 V/s.

Las curvas potenciodinámicas se realizaron a las siguientes muestras: oro puro (Aup), muestra comercial de Au-Pd-Ga-In (Au-Pd), Au-1,7% centrifugada (Au-1,7%Ti asc), Au-1,7%Ti soluble (Au-1,7%Tihom), Au-1,7%Ti envejecida 4 horas (Au-1,7%Titt). A todas las muestras se les realizó una primera polarización para obtener la curva en condición "no pasivada". Luego de realizar esta primera polarización, se les hizo un segundo barrido de potencial con los mismos parámetros para obtener los resultados en la condición "pasivada".

Resultados

Microestructura

En la figura 1 se muestra el diagrama de fase de la aleación Au-Ti. Se puede observar que la aleación con 1.7% titanio a temperatura ambiente es bifásica, con una fase primaria rica en oro (Au) con precipitados del compuesto intermetálico AuTi₄.

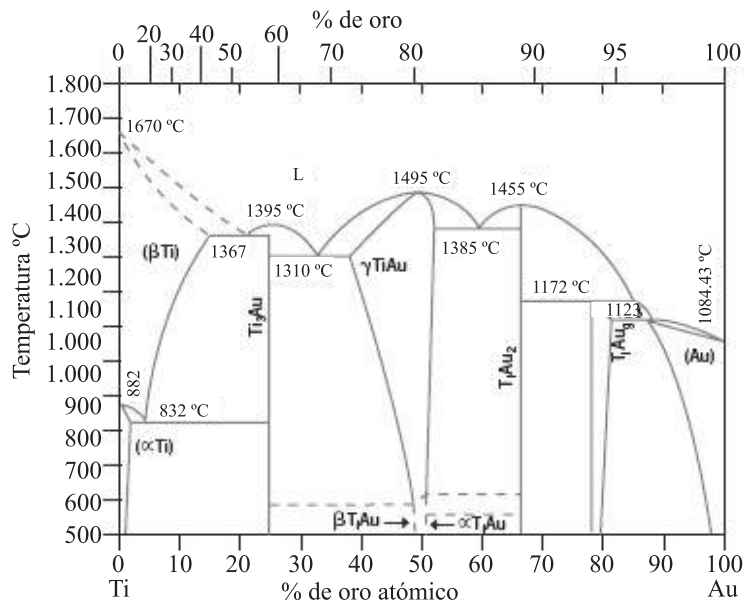


Figura 1 Diagrama de fases Au-Ti. La línea punteada indica la trayectoria de solidificación de una aleación Au-1,7% Ti.

La figura 2 (a) muestra la microestructura de la aleación Au-1,7%Ti centrifugada y enfriada en agua. Se encontró que esta estructura es idéntica a la obtenida por solubilización de la muestra a 1.020 °C durante media hora y posterior enfriamiento en agua. Se puede observar una leve precipitación del compuesto $TiAu_4$ en los límites de grano. La figura 2(b) muestra la microestructura de la aleación Au-1,7%Ti enfriada lentamente en el horno y en ésta, se hace evidente una intensa precipitación del compuesto $TiAu_4$ en los límites de grano. Es notable la diferencia entre las microestructuras con el cambio en la velocidad de enfriamiento del material: con enfriamientos lentos aparece la fase $AuTi_4$ en los límites de grano, sin embargo, si el enfriamiento es rápido, la precipitación de dicho compuesto es muy poca, conduciendo a un estado de alta sobresaturación, susceptible de lograr un proceso de endurecimiento por precipitación [14].

Las figuras 2(c) y 2(d) muestran la microestructura de la aleación con el tratamiento térmico de envejecimiento a 400 °C por 4 y 8 h respectivamente. En la figura 2(c) no se observa precipita-

ción del compuesto $TiAu_4$, mientras en la figura 2(d) se observa la precipitación del compuesto $TiAu_4$, tanto de forma intragranular como intergranular. En las figuras 2(c) y(d) pueden observarse dos etapas del proceso de precipitación: a 4 h el precipitado no es visible, mientras que a las 8 h, la precipitación del compuesto se da tanto intra como intergranularmente. En este último caso, el compuesto $TiAu_4$ ha coalescido y crecido de tal manera que ya es visible en el microscopio óptico, característica de una estructura típica sobre-envejecida.

Microdureza

Los resultados de microdureza se muestran en la figura 3. En ella se insertan los datos reportados por la literatura para la aleación de Au-1,0%Ti.

En la figura 3 se nota la baja dureza de la muestra a 8 h de envejecimiento, se deduce que la aleación Au-1,7% Ti presenta mayor dureza que la de 1% Ti y que el tiempo óptimo de envejecimiento está cerca de las 4 h a 400 °C. Por otra parte, la aleación con tiempos de sostenimiento

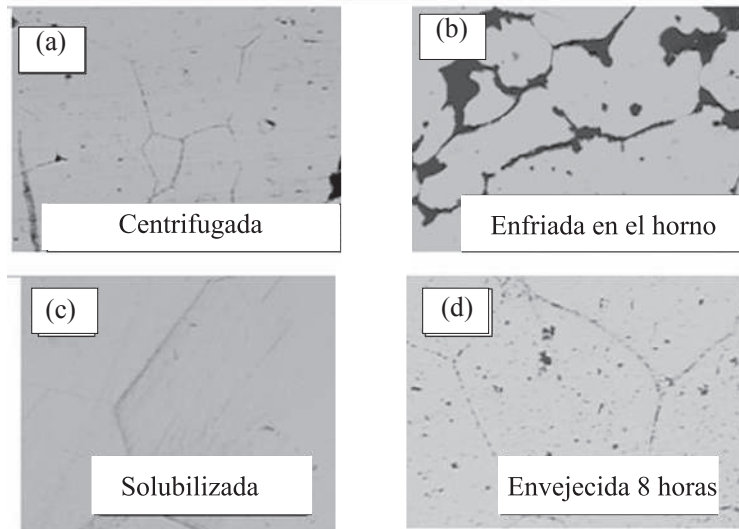


Figura 2 Microestructuras de la aleación Au-1,7% Ti en diferentes condiciones de tratamiento térmico. (a) Centrifugada o solubilizada, (b) enfriada en el horno, (c) envejecida por 4 h, (d) envejecida por 8 h. Atacada con agua regia

Microdureza HV.

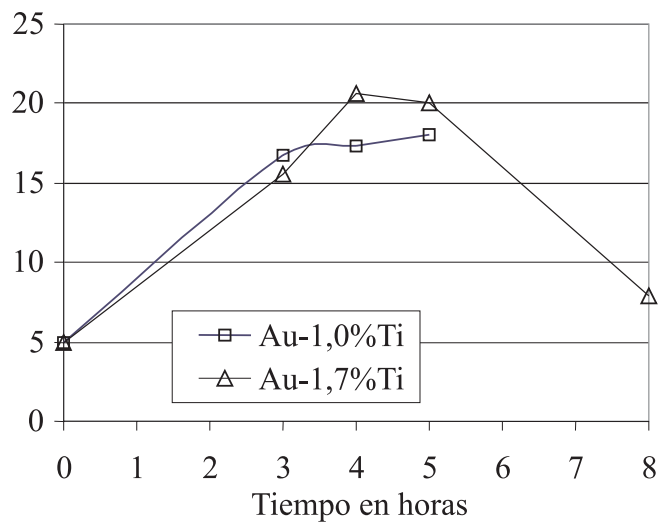


Figura 3 Curvas de envejecimiento de las aleaciones Au-Ti con 1% [3] y 1.7 % Ti (este estudio). Puede observarse que la aleación Au-1,7% Ti presenta mayor dureza que la de 1% Ti. El tiempo óptimo de envejecimiento está entre 4 y 5 h

superiores a 4 h presentan la estructura típica de una aleación sobreenvejecida, con baja dureza. Se hace evidente además cómo el aumento del contenido de titanio cambia el comportamiento de la cinética del envejecimiento del material, obteniéndose mayores durezas a menores tiempos de envejecimiento. Esto es típico de las aleaciones endurecibles por precipitación, como las del tipo Al-Cu [14].

Curvas de polarización

La figura 4 muestra las curvas correspondientes a la primera polarización obtenidas para las diferentes aleaciones. Un parámetro que permite la clasificación electroquímica de un material con aplicaciones biomédicas es el valor de la densidad de corriente a un potencial anódico característico de los efectos agresivos del medio fisiológico sobre el metal. Según esto, a menor

valor de corriente a potenciales anódicos, mayor es su resistencia a la corrosión [16]. Bien es sabido que se crean celdas de concentración en un implante por diferencias en el contenido de oxígeno y de cloruros entre la saliva y los fluidos intersticiales o que los potenciales de los metales en contacto con los fluidos fisiológicos pueden tener valores cercanos a los 0,5 V [16]. En estos casos, la región del implante en contacto con líquidos salivares adquiere carácter catódico y la parte del implante que está en contacto con los fluidos intersticiales adquiere comportamiento anódico, que puede incluso llevar a la aparición de una picadura. Por esta razón no se utilizan para la fabricación de implantes los aceros inoxidable tipo AISI 316L [16].

La tabla 1 compara los valores obtenidos para la corriente a un potencial anódico de 0,5 V en las muestras ensayadas.

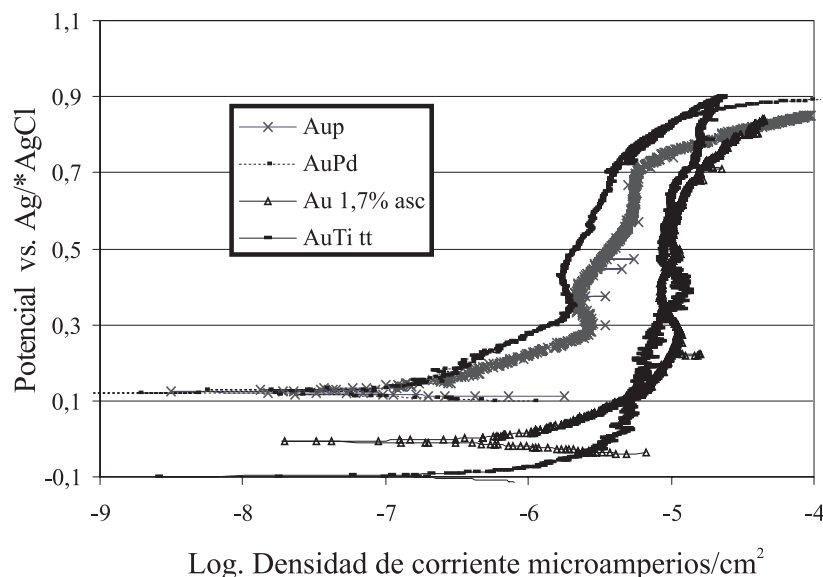


Figura 4 Curvas de primera polarización para las muestras de oro puro (Au p), la aleación Au-Pd-Ga-In (AuPd), Au-1,7% Ti “as cast” (Au -1,7% Ti asc) y Au-1,7%Ti con 4 horas de envejecimiento (Au- 1,7% Ti tt). Todas las polarizaciones se realizaron en Solución de Ringer desaireada a 37 °C

En la tabla 1 se observa que tanto las muestras de oro puro como las de la aleación Au-Pd presentan los menores valores de corriente

al potencial anódico de 0,5 V de toda la serie evaluada. Como también muestran un potencial de corrosión similar, se pone de manifiesto la

Tabla 1 Comparación las corrientes a potenciales de 0,5 V, para la primera polarización de los diferentes materiales ensayadas en este estudio. También se muestra el potencial de corrosión obtenido

<i>Material</i>	<i>Log I, A/cm² a 0,5 V</i>	<i>Potencial E, V</i>
(Oro puro) Au p	-5,40	0,123
(Oro-paladio) Au-Pd	-5,65	0,122
Au-1,7% Ti "as cast"	-4,70	0,149
Au-1,7% Ti tt (4 h)	-5,07	-0,100

similitud de las características electroquímicas de ambos biomateriales. Las aleaciones oro-titanio muestran mayores valores de corriente a potenciales anódicos, tanto en la condición "as cast", solubilizada o con envejecimiento. De este modo, se hace evidente una baja en la respuesta electroquímica de estos materiales con respecto a las aleaciones preciosas.

Por otro lado, es bastante común la aplicación del criterio de la caracterización de un implante en función del potencial de corrosión exhibido. Desde este punto de vista, un alto potencial de corrosión implica mayor tendencia del metal a comportarse como "noble", y bajo potencial de corrosión es característico de un metal que exhibe características "activas". De acuerdo con este criterio, las muestras de oro y oro-paladio exhiben los mayores potenciales de corrosión, que puede correlacionarse con un carácter más noble y las aleaciones de oro-titanio muestran los menores valores de potencial de corrosión, que podrían comportarse como aleaciones más "activas". La implicación que puede tener la diferencia de estos potenciales de corrosión es que, en el caso de una cupla galvánica entre ambos materiales, el oro se comportaría como cátodo y el oro-titanio como ánodo. Esto debe de demostrarse con un posterior estudio de corrosión galvánica.

En todas las curvas obtenidas, se puede observar que después de superar el potencial de evolución del oxígeno (que está aproximadamente para esta solución en 0,8 V Ag/AgCl, las curvas se devuelven presentando menores corrientes de regreso, evidenciando con esto, la no aparición de picaduras en todos los metales evaluados.

La figura 5 muestra las curvas de la segunda polarización obtenidas para las diferentes aleaciones, es decir, en la condición "pasivada".

Se puede observar de la figura 5 que el mejor comportamiento electroquímico de las muestras pasivadas a potenciales de fluidos fisiológicos (0,5 V), lo exhiben las aleaciones de oro, Au-Pd y la aleación Au-1,7% Ti con 4 horas de envejecimiento. La muestra "as cast" muestra el peor comportamiento electroquímico.

La tabla 2 ilustra los valores del logaritmo de la densidad de corriente para un potencial de 0,5 V y la variación con respecto al obtenido en la condición "no pasivada".

Las tablas 2 y 3 muestran que para todas las segundas polarizaciones, es decir, en las condiciones "pasivadas", se encuentran menores valores de corriente a potenciales anódicos y mayores potenciales de corrosión con respecto a las condiciones "no pasivadas". Este comportamiento está relacionado, con la formación y reforzamiento de las capas pasivas a potenciales anódicos. Aunque las probetas de oro-titanio muestran los mayores valores de corriente, las diferencias son menores que las que se encuentran en las primeras polarizaciones. Vale la pena recalcar el hecho del aumento de la resistencia a la corrosión de las muestras de oro-titanio por efecto de la pasivación y este efecto es más notorio en la muestra envejecida por 4 horas. Se observa que la aleación Au-1,7% Ti homogeneizada y envejecida por 4 h, presenta comportamiento electroquímico que, aunque un poco inferior, es similar en la segunda polarización del oro puro, y que está relacionado con la estructura monofásica exhibida por esta aleación.

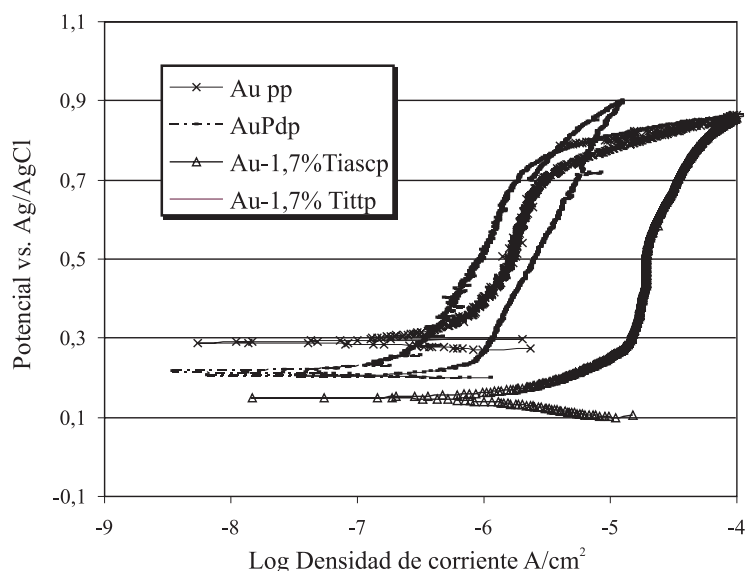


Figura 5 Curvas de segunda polarización para las muestras de oro puro pasivada (Au p), la aleación Au-Pd-Ga-In pasivada (AuPdp), Au-1,7% Ti “as cast” pasivada (Au -1,7% Ti ascsp) y Au-1,7% con 4 h de envejecimiento pasivada (Au -1,7% Ti ttp). Todas las polarizaciones se realizaron en solución de Ringer desaireada a 37 °C

Tabla 2 Densidades de corriente a un potencial anódico de 0,5 V para las muestras evaluadas luego de la segunda polarización y comparación con la obtenida en la condición “no pasivada”

<i>Material</i>	<i>Log I pasivada</i>	<i>ΔLog I (no pasivada-pasivada)</i>
(Oro puro) Au p	-5,46	-0,26
(Oro-paladio) Au-Pd	-5,05	-0,35
Au-1,7%Ti as cast	-5,23	-0,16
Au-1,7% Titt (4 h)	-5,59	-0,52

El peor comportamiento de la aleación Au-1,7% Ti en comparación con la muestras de oro puro, evidenciado por la mayor densidad de corriente a potenciales de fluidos fisiológicos y menor potencial de corrosión, puede tener relación a lo encontrado por Knosp et al. con respecto a la moderada disolubilidad del titanio en soluciones de saliva artificial para esta aleación. En este orden de ideas, el titanio disuelto en solución sólida en el oro interactúa galvánicamente con la matriz, no precisándose cuál de los dos adquiere carácter pasivo o activo, pero de cualquier manera,

induciendo a una desmejora de las propiedades electroquímicas. Este es un aspecto importante a ser tratado en futuras investigaciones con respecto a la aleación Au-1,7% Ti.

Conclusiones

Las propiedades electroquímicas de la aleación Au-1,7% Ti envejecida por 4 h, medidas por la técnica de polarización potenciodinámica en solución de Ringer desaireada, son menores que las exhibidas por las muestras de oro u oro-paladio

Tabla 3 Valores de potencial de corrosión y comparación de los potenciales de corrosión exhibido en las dos polarizaciones

Material	Potencial Ecorr, V, pasivado	Ecorr, no pasivado-Ecorr, pasivado
(Oro puro) Au p	0,289	-0,166
(Oro-paladio) Au-Pd	0,218	-0,096
Au-1,7%Ti as cast	0,245	-0,094
Au-1,7% Titt (4 h)	0,208	-0,308

en condición “no pasivada”. Sin embargo, estas diferencias son menores cuando las muestras se comparan en estado “pasivado”.

La presencia del compuesto intermetálico AuTi₄ en las aleaciones Au-1,7%Ti disminuye las propiedades electroquímicas de la aleación. Cuando este compuesto está solubilizado en la fase α , se observa peor comportamiento electroquímico con respecto a la fase de oro puro, relacionado con la interacción (posiblemente galvánica) del titanio en esta misma matriz.

La aleación Au-1,7% Ti en condiciones homogeneizadas posee microdureza muy similar a la del oro puro, lo que limita su aplicación. Cuando a la aleación con Au-1,7% Ti, se le realiza tratamiento térmico de envejecimiento por 4 h, su dureza es mayor y los valores son mayores que las reportadas para la aleación Au-1,0% Ti homogeneizadas y envejecidas por el mismo tiempo. Con ello, se demuestran las grandes posibilidades de la aleación Au-1,7%Ti homogeneizada y envejecida por 4 h, por su comportamiento electroquímico que, aunque inferior, es similar en la segunda polarización a la del oro puro, su estructura monofásica y su alta dureza.

Referencias

1. H. Knosp, R. Holliday, C. W. Corti. “Gold in dentistry: Alloys, uses and performance”. *Gold Bulletin*. Vol. 36. 2003. pp. 90-102.
2. D. A. Jones. *Principles and prevention of corrosion*. Ed. David Johnstone Nueva York. 1992. pp. 256.
3. W. S. Tait. *An introduction to electrochemical corrosion testing for practicing engineers and scientists*. Ed. Pair O Docs Professionals Madison 1994. pp.
4. N. Horasawa, M. Marek. “The effect of recasting on corrosion of a silver-palladium alloy”. *Dental Materials*. Vol. 20. 2004. pp. 352-357.
5. S. M. Paradiso. “Corrosion evaluation of Pd-Cu-Ga alloys”. *J Dent Res*. Vol. 63. 1984. pp. 175-186.
6. J. Lane, L. Lucas, W. Lacefield, J. O. Neal, J. Lemons. “In vitro corrosion evaluation of Pd-base alloys”. *J. Dent. Res*. Vol. 64. 1985. pp. 318-324.
7. A. M. Tasker, K. Beilstein, A. Reti. “990 Gold-a Hard, Hight Carat Alloy”. *Amer. Jewelry Manufacturer*. 1987. pp. 56-66.
8. G. Gafner. “The development of 99.0% gold-titanium: its production, use and properties”. *Gold Bull*. Vol. 22. 1989. pp. 112-122.
9. G. Humpston, D. M. Jacobson. “A new high strength gold bond wire”. *Gold Bull*. Vol. 25. 1992. pp. 132-141.
10. G. Gafner, G. Humpston, D. M. Jacobson. “Gold alloy data”. *Gold Bull*. Vol. 24. 1991. pp. 14-20.
11. J. Fischer. “Mechanical, thermal, and chemical analysis of the binary system Au-Ti in the development of a dental alloy”. *J. Biomed. Mater. Res*. Vol. 52. 2000. pp. 678-686.
12. J. Fischer. “Effect of small additions on properties of a binary Au-Ti Alloy”. *J. Biomed. Mater. Res*. Vol. 18. 2002. pp. 331-335.
13. J. Fischer. “Ceramic Bonding to a dental gold-titanium alloy”. *J. Biomed. Mater Res*. Vol 23. 2002. pp. 1303-1311.
14. P. Shewmon.” *Phase Transformations in Metals and Alloys*. Ed. McGraw-Hill. Nueva York. 1969. pp. 32-56.
15. D. A. Jones. *Principles and prevention of corrosion*. Ed. David Johnstone Nueva York. 1992. pp.4-53.
16. A. Echavarría. “Caracterización electroquímica de algunos implantes metálicos para uso odontológico”. Tesis de Maestría. Universidad de Antioquia, Medellín. 2001.