

Estudio del efecto de la adición de Tántalo en polvo en la aleación Ti-6Al-4V, tratada térmicamente para aplicaciones biomédicas

P. E. Gómez^a, R. A. Tovar^b, G. González^{b,c,*}

^a Departamento Ingeniería de Materiales Industriales, Instituto Tecnológico Universitario “Dr. Federico Rivero Palacio”. Caracas, Venezuela.

^b Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC). Miranda, Venezuela.

^c Escuela de Ciencias Físicas y Nanotecnología, Universidad de Investigación de Tecnología Experimental Yachay. Urcuqui, Ecuador.

*Autor de Correspondencia, E-mail: gemagonz@gmail.com

Recibido: 09-03-2022 Aceptado: 10-03-2022

Publicado: 31-03-2022

RESUMEN

Las aleaciones de Titanio (Ti) son de gran interés en la biomedicina por sus excelentes propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión, y biocompatibilidad. La aleación Ti-6Al-4V es la más utilizada en el área de bioingeniería para la fabricación de implantes ortopédicos, sin embargo, debido a la citotoxicidad del V, y la deficiencia de fósforo en la sangre y huesos producido por la combinación de iones de Al con el fósforo inorgánico, se podrá considerar al material como biológicamente no seguro para tiempos de exposición prolongados. El Tántalo (Ta), por su parte, es un elemento aleante con excelentes propiedades, ya que se ha reportado que este elemento promueve la regeneración ósea, sin que se reporten efectos perjudiciales. Esta investigación se centró en el estudio del comportamiento de las propiedades morfológicas, químicas y mecánicas de una aleación Ti-6Al-4V, con adición de Ta en polvo, obtenida a partir de conformado de viruta por Presión Isostática en Frio (CIP) y pulvimetalurgia, que posteriormente fueron tratadas térmicamente a 800 y 900°C por 1 hora. Las muestras fueron caracterizadas por Microscopia Óptica (MO), Microscopia Electrónica de Barrido (MEB) con análisis químico de Dispersión de Rayos X (EDX), y microdureza Vickers (HV). Donde se obtuvo que la composición ideal para implantes médicos, de acuerdo a las propiedades obtenidas, es hasta 20% en peso de Ta sometida a 900°C por 1 hora.

Palabras claves: Aleaciones de titanio, biocompatibilidad, tántalo, pulvimetalurgia.

Study of the effect of Tantalum powder addition in a Ti-6Al-4V alloy, heat treated for biomedical applications

ABSTRACT

Titanium (Ti) alloys are of great interest in biomedicine for their excellent mechanical properties, corrosion resistance, and biocompatibility. Ti-6Al-4V alloy is the most used in the bioengineering area for the manufacture of orthopedic implants, however, due to the cytotoxicity of V, and phosphorus deficiency in blood and bones produced by the combination of Al ions with the inorganic phosphorus, it might consider the material as biologically unsafe for long exposure times. Tantalum (Ta), on the other hand instead, is an alloying element with excellent properties since it has been reported that this element promotes bone regeneration, without harmful effects. This research focused was focused on the study of the behavior of morphological, chemical, and mechanical properties of Ti-6Al-4V alloy, with the addition of powder Ta, obtained from Cold Isostatic Pressure (CIP) chip shaping and powder metallurgy, which were later heat treated at 800 and 900°C for 1 hour. The samples were characterized by Optical Microscopy (OM), Scanning Electron Microscopy (SEM) with chemical analysis of X-ray dispersion (EDX), and Vickers microhardness (HV). Where it was obtained that the ideal composition for medical implants, according to the properties obtained, is up to 20%wt of Ta subjected to 900°C for 1 hour.

Keywords: Ti alloy; biocompatibility; Tantalum; pulvimetallurgy.

INTRODUCCIÓN

Los materiales han sido siempre parte de la humanidad, y constantemente el hombre se las ha ingeniado para modificar, mejorar y desarrollar nuevos materiales para facilitar y mejorar su calidad de vida. Una motivación que

existe en la humanidad es aumentar la esperanza de vida, por lo que uno de los campos que busca el desarrollo, es el de biomateriales con biocompatibilidad mejorada. En la actualidad existen más de cincuenta millones de personas en todo el mundo que tienen implantado algún tipo de

prótesis y es un hecho bien conocido en nuestra sociedad la utilidad y necesidad de todo tipo de implantes [1].

Los biomateriales tienen un campo de aplicación que se extiende desde dispositivos de uso masivo y cotidiano como jeringas, vendajes, catéteres, bolsas para suero y sangre, hasta piezas sofisticadas que se emplean para promover la regeneración de tejidos o para reemplazar incluso órganos [1]. Un biomaterial se define como cualquier material que reemplace la función de los tejidos o de los órganos vivos; en otros términos, un biomaterial es una sustancia farmacológicamente inerte diseñada para ser implantada o incorporada dentro del sistema vivo (tdx.cat, s.f.).

Los biomateriales se clasifican de acuerdo a su estructura en: metálicos, cerámicos, poliméricos y compuestos. Entre los biomateriales metálicos se encuentran el acero inoxidable, aleaciones Cr-Co y las aleaciones de Titanio, consideradas estas últimas como aleaciones de mayor rendimiento en comparación a otras aleaciones, por sus propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión y su biocompatibilidad; entre las más utilizadas se encuentran las aleaciones de Ti del tipo $\alpha+\beta$ como, por ejemplo la aleación Ti-6Al-4V, la cual ha sido ampliamente utilizada para implantes óseos, debido a sus excelentes propiedades. Sin embargo, la acumulación de iones en los tejidos adyacentes al implante observada durante el análisis de recuperación indica que la forma natural de la película de óxido pasiva (cuyo espesor es de 4 - 6 nm) en el Ti y sus aleaciones poseen propiedades mecánicas deficientes y podrían verse afectadas en condiciones de esfuerzos de cizallamiento muy bajos, incluso por roce contra tejidos blandos [2]. La aleación Ti-6Al-4V a pesar de sus buenas propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión, tiene dos inconvenientes principales en el uso de esta aleación para fabricación de implantes, las cuales son:

- Lixiviación de V y Al que podría causar neuropatía periférica, osteomalacia y enfermedades de demencia tipo Alzheimer

cuando la concentración de estos iones supera el nivel umbral.

- La gran diferencia existente entre el módulo de Young de la aleación Ti-6Al-4V (~110 GPa) y del hueso (~10–40 GPa), que podrían causar insuficiencia de carga del hueso adyacente al implante. Una carga insuficiente sobre el hueso puede provocar la fractura del hueso si experimenta una sacudida o impacto repentino [2-5].

En el caso de los materiales utilizados en esta investigación se ha propuesto disminuir el contenido de V y Al en la aleación, agregando Tántalo (Ta), el cual ha demostrado ser un elemento de alta biocompatibilidad, y que promueve la regeneración ósea [3, 6, 7], además que es conocido por su alta resistencia a la fractura y resistencia a la corrosión.

Es por ello que se estudiará el efecto que tiene el Ta sobre una aleación Ti-6Al-4V, obtenida a partir de conformado de viruta por Prensado Isostático en Frio (CIP) y pulvimetalurgia, sinterizadas en un horno de arco eléctrico y tratadas térmicamente a temperaturas de 800 y 900°C a diferentes concentraciones de Ta en polvo, para evaluar la evolución microestructural así como también los cambios en sus propiedades mecánicas (dureza Vickers) con el objetivo de establecer la condición y composición más ideal de concentraciones de Ta para aleaciones alternativas para implantes médicos que sean biológicamente más seguras.

MATERIALES Y MÉTODOS

Los materiales utilizados para esta investigación corresponden a viruta de una aleación Ti-6Al-4V y Ta en polvo 99.999% Aldrich, las tablas 1 y 2 presentan las composiciones químicas respectivamente. Se prepararon aleaciones con 10, 20, y 30% en peso de Ta en polvo, las cuales fueron designadas como M1, M2, y M3, respectivamente, tal como se observa en la tabla 3. Estas

aleaciones fueron fabricadas pesando 3 gramos de aleación y sometidas a un CIP utilizando una prensa hidráulica, aplicando una presión aproximada de 64 MPa, donde posteriormente fueron sinterizadas en un horno de arco eléctrico (corriente de 180A, 200V) bajo atmósfera protectora de argón ($P = 0,06$ MPa), sometiendo cada muestra a 4 refusiones por 90 segundos para una mayor homogenización.

Tabla 1. Composición química de la aleación Ti-6Al-4V.

Composición (% peso)							
Al	V	Fe	C	O	N	H	Ti
5,7 ± 0,15	4,1 ± 0,14	0,36	0,07	0,2	0,05	0,012	Bal.

Tabla 2. Composición química del Ta en polvo.

Composición (% peso)					
Ta	F	N	Si	W	Al
Bal.	0,025	0,005	0,002	0,0029	0,0005
K	C	Nb	Ni	Ti	Mn
0,0015	0,008	0,0025	0,0015	0,0005	0,0005
Mo	O	Fe	Cr	Na	Ca
0,0005	0,40	0,004	0,0015	0,0015	0,001

Tabla 3. Matriz de ensayo de las aleaciones de estudio.

Aleación	%Ta (peso)	Masa (g)
Patrón	—	3
M1	10	3
M2	20	3
M3	30	3

Caracterización Microestructural y Mecánica.

Se preparó, metalográficamente, la sección transversal de cada aleación de acuerdo a la norma ASTM E3-11 “Standard practice for preparation of metallographic Specimens”, y realizando un ataque químico por inmersión inversa durante 25-30 segundos con reactivo *Kroll* (100 ml $H_2O + 1$ ml $HNO_3 + 1$ ml HF^{-3}) para revelar la microestructura (de acuerdo a la norma ASTM E407). Por otro lado, se realizó un estudio microestructural utilizando un Microscopio Óptico (MO) y un Microscopio Electrónico

de Barrido acoplado con un Espectrómetro de análisis elemental por dispersión en la energía de Rayos X (EDS). Las micrografías se realizaron en modo de electrones secundarios y retrodispersados en alto vacío y con voltaje de 20Kv. Se determinó la microdureza Vicker superficial de todas las muestras en un microdurómetro digital con proyección de imagen Bühler, aplicando una carga de 0,5 kg/f durante 15 segundos a temperatura ambiente. Los resultados se obtuvieron de un promedio de 6 mediciones en cada muestra según la norma ASTM D2240 (ASTM 2010). Este procedimiento fue realizado antes y después de someter las muestras térmicamente.

Tratamientos Térmicos.

Para aliviar las tensiones internas generadas durante la fusión, se sometieron las muestras M1 a M3 a dos tratamientos térmicos, en un horno tubular de Resistencia de atmósfera controlada de argón y temperatura programable, que se describen a continuación:

- Tratamiento Térmico 1: se sometieron las muestras a 800°C a una velocidad de 10°C/min y se mantuvo esta temperatura durante 1 h de meseta, seguido de un enfriamiento lento (dentro del horno).
- Tratamiento Térmico 2: se sometieron las muestras a 800°C manteniéndola constante por 1 h a una velocidad de 10°C/min y luego se aumentó la temperatura a 900°C a la misma velocidad donde se mantuvo otra hora de meseta, y seguido de un enfriamiento lento (dentro del horno).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Materiales en estado de entrega.

La tabla 4 corresponde al análisis químico obtenido por EDS de la aleación Ti-6Al-4V en estado de entrega (viruta), donde se comprueba que corresponde a una aleación Ti-6Al-4V, de acuerdo a la norma ASTM B348.

Tabla 4. Composición química de la aleación Ti-6Al-4V de acuerdo a la ASTM B348 y aleación de estudio en estado de entrega.

Aleación							
%Al	%V	%Fe	%C	%O	%N	%H	%Ti
5,7 ± 0,15	4,1 ± 0,14	0,36	0,07	0,2	0,05	0,012	Bal.

Por otro lado, en la figura 1 se puede observar, mediante MEB, el Ta en polvo, donde se puede apreciar una morfología tipo coral o brócoli, que consiste en ramificaciones y partículas esféricas finas. Este tipo de morfología se obtiene por efecto del Ca en un baño fundido de CaCl_2 que reduce el Ta_2O_5 , tal como se presenta en la siguiente reacción química (1):

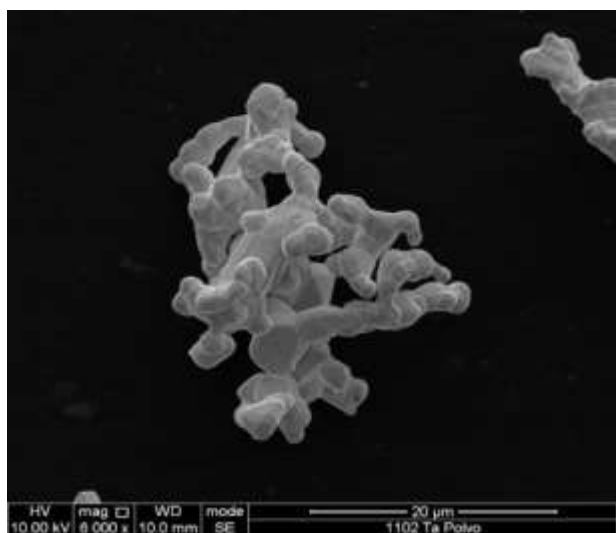
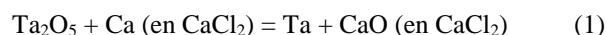


Fig. 1. Polvo de Ta con morfología tipo coral o tipo broccoli.

Aleaciones en condición de refusión.

Tras el conformado por CIP y posterior sinterizado de las mezclas, se observa en la figura 2 la sección transversal de la aleación Ti-6Al-4V por MEB, la cual presenta una microestructura bifásica laminar típico de aleaciones de Ti tipo $\alpha+\beta$ constituida por una matriz β y una fase α de morfología acicular, orientada al azar la cual varía en

longitudes desde $\sim 22,7 \mu\text{m}$ hasta $\sim 110 \mu\text{m}$, y espesores desde $1,1 \mu\text{m}$ hasta $1,67 \mu\text{m}$.

Esta heterogeneidad en la direccionalidad de las láminas (fase α) produce que se crucen entre sí, creciendo en los bordes de grano de β en una matriz $\alpha+\beta$ hacia el centro del mismo, dando una estructura entretejida tipo cesta típica de la microestructura tipo Widmanstätten quedando la matriz de β transformada entre esta. Este desarrollo de la fase α es similar a investigaciones anteriores [1-3, 8] donde reportan una interfase con una concentración rica en V en la fase β cerca de este límite, específicamente en las zonas convexas. Una estructura laminar proporciona un mejor comportamiento a la fluencia, una mayor tenacidad, una mejor resistencia a la propagación de grietas, pero disminuye la resistencia a la fatiga [9].

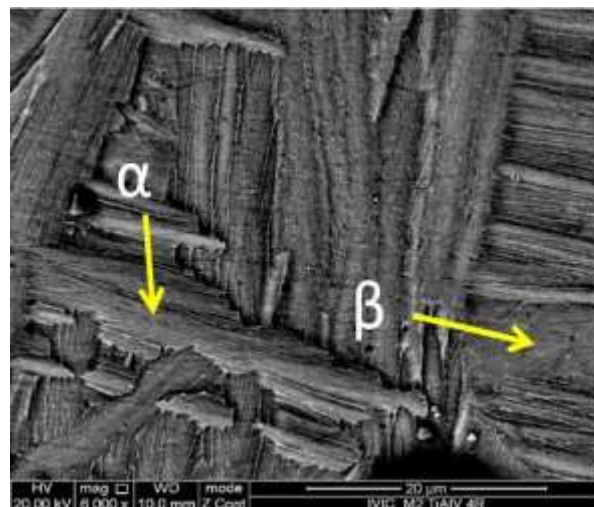


Fig. 2. MEB de aleación Ti-6Al-4V (viruta). Estructura β con fase α laminar tipo Widmanstätten.

La tabla 5 reporta el valor de microdureza obtenido estableciendo una dureza de $392,83 \pm 8,08$, la cual resulta un poco elevada con respecto a las durezas reportadas para una aleación típica Ti-6Al-4V (320 a 360 HV) [3, 4, 10, 11]. Esto podría atribuirse a la presencia de esfuerzos residuales internos generados por la velocidad del enfriamiento.

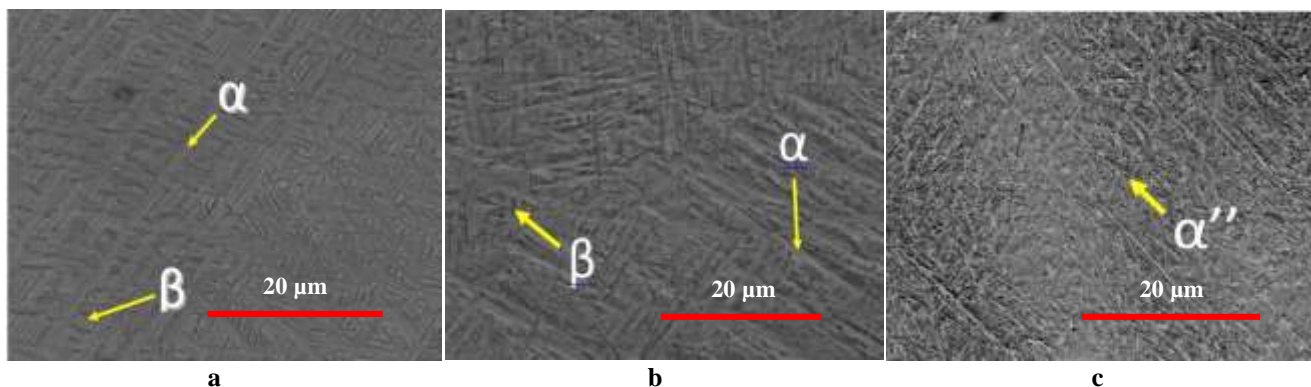
Tabla 5. Microdureza Vickers de aleación Ti-6Al-4V posterior al CIP y sinterizado.

Muestra	Microdureza HV
Ti-6Al-4V	392,83 ± 8,08

Aleaciones Ti-6Al-4V con adición de Ta en polvo.

La figura 3 corresponde a la sección transversal de las aleaciones M1, M2, y M3 observadas por MEB correspondiente a concentraciones de 10, 20 y 30% en peso de Ta donde se puede observar que las muestras M1, M2 y M3 presentan una microestructura similar a la muestra patrón, conformada por una matriz β que contiene a la fase α (HCP) con morfología acicular con la típica microestructura tipo cesta, sin embargo, se observa una disminución del tamaño en cuanto a longitud (desde $\sim 110,00 \mu\text{m}$ hasta $\sim 11,10 \mu\text{m}$), y espesor (desde $\sim 2,27 \mu\text{m}$ hasta $\sim 0,67 \mu\text{m}$) de las láminas a medida que se va incrementando el contenido de Ta, controlando así la formación y crecimiento de las láminas α a partir de los

bordes de grano de la fase β . Cabe destacar que, las láminas se encuentran uniformemente distribuidas en toda el área de la muestra, lo cual indica que existe una redistribución de las fases presentes en estas aleaciones. Esto quiere decir, que en estas condiciones la fase β se vuelve más estable que la fase α , debido a que el Ta enriquece la interfase y actúa como elemento estabilizador de la fase β (BCC), lo que se traduce como una mejora en sus propiedades de conformabilidad [1]. No obstante, para la aleación M3 (30% en peso de Ta) correspondiente a la figura 3c, ocurre un cambio inverso en la estructura, donde las láminas aumentan sus dimensiones tanto en longitud (desde $\sim 112,5 \mu\text{m}$ hasta $\sim 370 \mu\text{m}$) como en espesor (desde $\sim 8,3 \mu\text{m}$ a $\sim 30 \mu\text{m}$), indicativo que la difusión del Ta se hace más difícil, provocando así que se pierda la simetría de la fase hexagonal a favor de una estructura ortorrómbica también conocida como α'' [12], la cual se produce cuando la aleación contiene una relativa concentración elevada de elementos β -estabilizantes [13].

**Fig. 3.** MEB de las muestras M1, M2, M3 de la aleación Ti-6Al-4V con adición de Ta en polvo con concentraciones de 10, 20 y 30%,

En la figura 4 se pueden observar las imágenes por MEB con su respectivo microanálisis químico de EDS. Para las aleaciones M1 y M2, (figura 4a y b, respectivamente) se confirma la presencia de los elementos estabilizadores de cada una de las fases, siendo la fase β rica en V y Ta, y la fase α rica en Al. Cabe destacar que las concentraciones de Al y V van disminuyendo de manera significativa al incrementar el contenido de Ta, tal como lo reportan

trabajos anteriores [1, 3, 5, 8]. Por otro lado, para la aleación M3, el ensayo indica la presencia del Ta en ambas fases, posiblemente atribuido al fenómeno de difusión del elemento en la aleación, mencionado anteriormente. Cabe destacar que, ambos elementos son considerados betágenos (Ta y V), de las aleaciones de Ti, sin embargo, la presencia del Ta hace a la aleación biológicamente más segura gracias a sus propiedades de osteointegración y, si

bien el Ta no actúa como refinador de grano [1], sí influye en la formación de la microestructura de Widmanstätten,

lo que mejora las propiedades mecánicas además de que el Ta también ofrece muy buena resistencia a la corrosión.

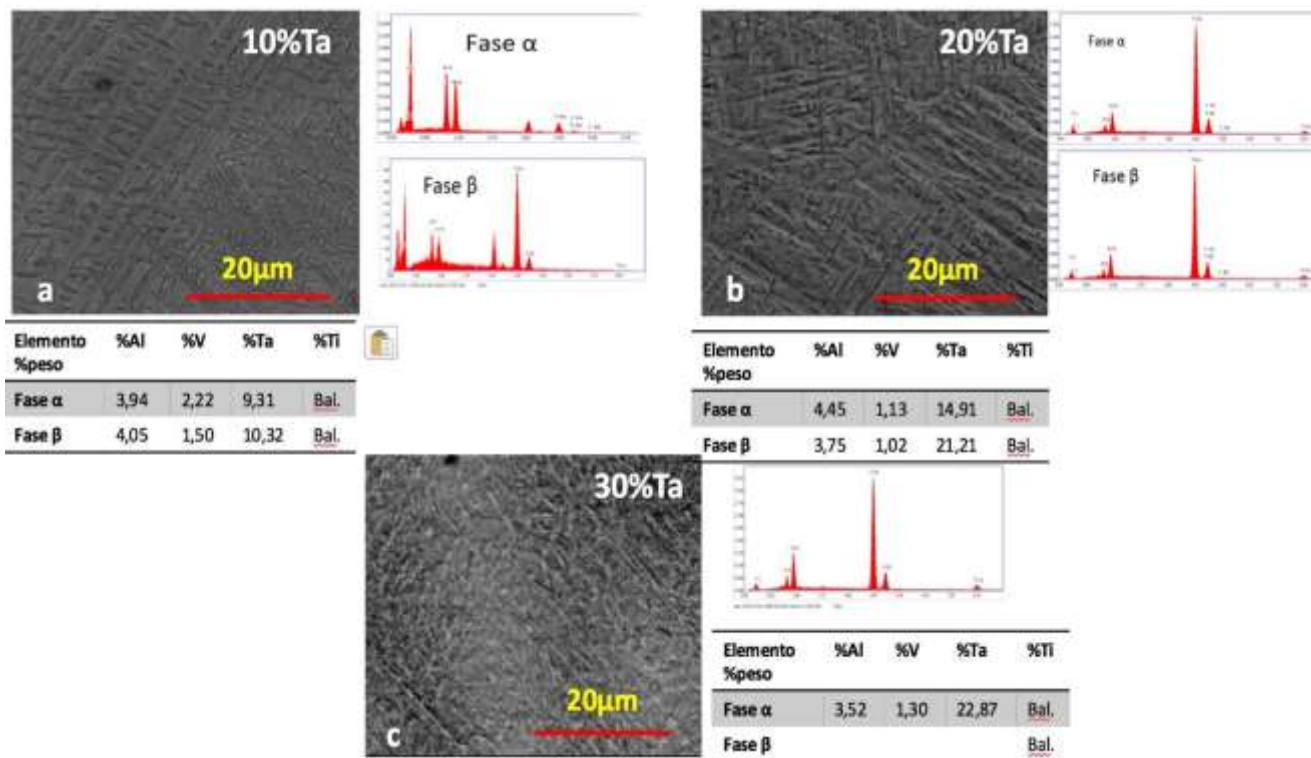


Fig. 4. MEB-EDX de las muestras M1, M2, M3 de la aleación Ti-6Al-4V con adición de Ta en polvo.

En la tabla 6 se observa el cambio de valores en la dureza del material. Se puede observar que los valores de dureza incrementan al aumentar las concentraciones de Ta, pero luego el valor disminuye, posiblemente como producto de la formación de la fase α''.

Esta fase, de estructura ortorrómbica es una estructura intermedia entre BCC y HCP, y por ello la transición de BCC (fase β) a α'' involucra retículas más pequeñas que las que se requieren para dislocar la estructura hexagonal en la estructura α, causando así que la estructura sea menos dura [14]. Luego, los valores vuelven a incrementarse a contenidos mayores a concentraciones de Ta debido a que existe una fase β con solución más fuerte.

Tabla 6. Microdureza HV de aleaciones Ti-6Al-4V con adición de Ta en condición de refusión

Aleación	Microdureza HV
M1	(458,2 ± 74,2)
M2	(359,7 ± 29,8)
M3	(446,6 ± 22,5)

Aleaciones TiAlV con adición de Ta tratadas térmicamente.

La figura 5 corresponde a las microestructuras obtenidas por MEB de las aleaciones M1, M2 y M3 en estado de refusión y sometidas a los tratamientos térmicos descritos en la metodología. El enfriamiento lento permite una difusión más controlada entre las fases α y β; cuando la temperatura disminuye por debajo de β-transus la fase α comienza a nuclear en los bordes de grano β, produciéndose un crecimiento de la fase α en forma de

láminas [1, 2, 3, 8, 15, 16] manteniendo siempre una estructura tipo cesta. Todas las muestras presentan una estructura bifásica tal como en condición de refusión. Sin embargo, se observa un cambio morfológico significativo en todas las aleaciones, producto de los tratamientos térmicos. Se puede observar una tendencia en la disminución en cuanto a longitud y espesor de la fase acicular al incrementar el contenido de Ta tal como en condición de refusión. Las aleaciones sometidas a 800°C tienen una variación de longitud desde ~50 μm hasta ~0,8 μm , y de espesores desde ~1,6 μm a 0,17 μm , y las aleaciones sometidas a 800 - 900°C tienen variaciones de longitudes desde ~110 μm hasta ~2,1 μm , y espesores desde ~3,3 μm hasta ~1,64 μm en la fase acicular. La estabilidad que proporciona el Tántalo a la fase β de la

aleación, luego de los tratamientos térmicos, equilibra la proporción de las fases presentes, obteniéndose así, la reducción del tamaño y grosor de la fase laminar, al incrementar el contenido de Tántalo en la aleación, tal como lo reportan los estudios de investigación referente a aleaciones de titanio del tipo $\alpha+\beta$ [1, 8]. Sin embargo, el comportamiento que tienen las aleaciones sometidas al tratamiento térmico #2, presenta una fase acicular con mayor dimensión, en longitud y espesor, que las aleaciones sometidas al tratamiento térmico #1, esta característica indica que el someter las muestras a temperaturas cercanas de la β -transus por mayor tiempo de exposición, ayuda a que los procesos de difusión se lleven a cabo de manera más eficiente, y los diferentes elementos aleantes pueden estabilizar mejor las fases respectivas.

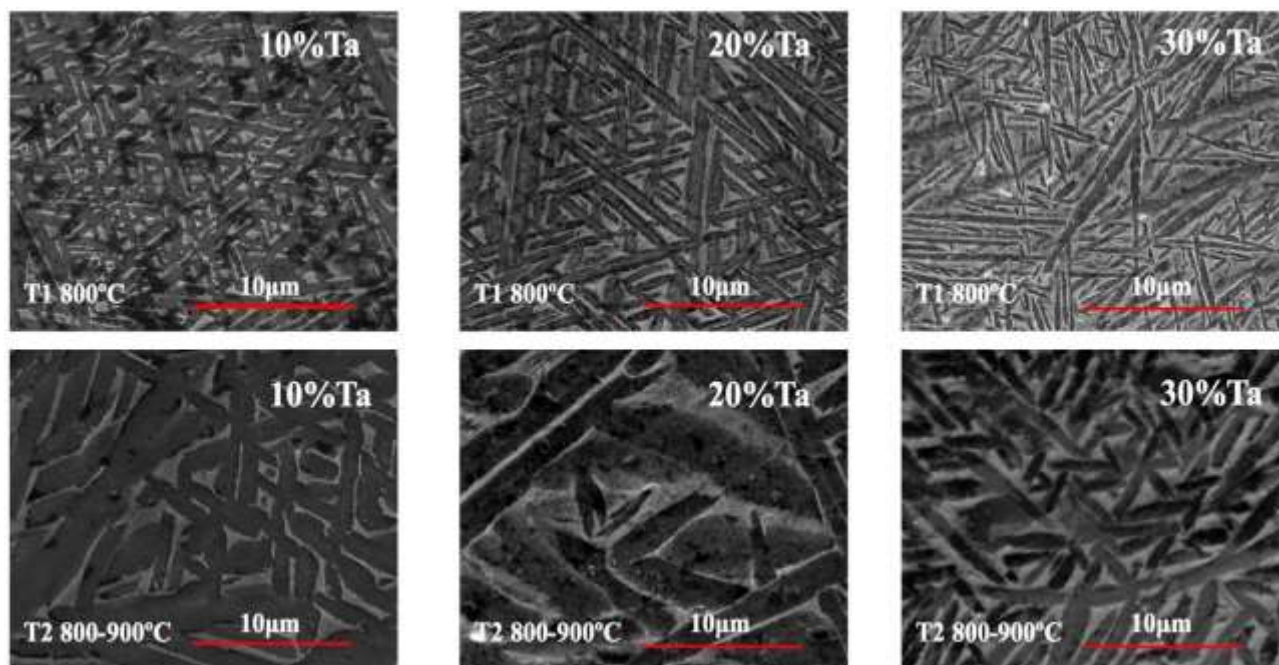


Fig. 5. MEB de la sección transversal de las aleaciones Ti-6Al-4V, con adición de Ta tratadas térmicamente a 800 y 900°C por 1 hora y enfriadas lentamente, donde se observa un refinamiento de la fase al incrementar los contenidos de Ta, y se observa un aumento en longitudes y espesor de la fase acicular en las muestras sometidas a mayor temperatura.

Por otro lado, en la figura 6 correspondiente a la fotomicrografía de MEB con análisis químico por EDX, se verifica el efecto de los elementos aleantes, al estabilizar una u otra fase, siendo la fase α (zona oscura) rica en Al y la fase β (zona clara) rica en V y Ta. La

aplicación del tratamiento térmico a las aleaciones con Ta permitió obtener microestructuras con fases distribuidas uniformemente, promoviendo la redistribución de ambas fases.

La tabla 7 corresponde a la dureza de las aleaciones tratadas térmicamente donde, como era de esperarse, se reportan valores más elevados en las muestras sometidas al tratamiento térmico 1, pero con la misma tendencia de aumentar sus valores al incrementar el contenido de Ta y luego una disminución que se le atribuye a la gran concentración de elementos betágenos y posiblemente la presencia de fase α'' que le proporcionan a la aleación mayor ductilidad. Mientras más elevada sea la dureza de

un material, mayor será su resistencia al desgaste, sin embargo, una dureza elevada puede comprometer la aleación haciéndola más frágil, por lo que en base a estos resultados se puede indicar que la muestra con mejores propiedades para ser candidato a emplearse como biomaterial podría ser la aleación con contenido de Ta en 20% sometida al tratamiento térmico #2, ya que presenta el mejor balance de propiedades de resistencia y mejor comportamiento microestructural

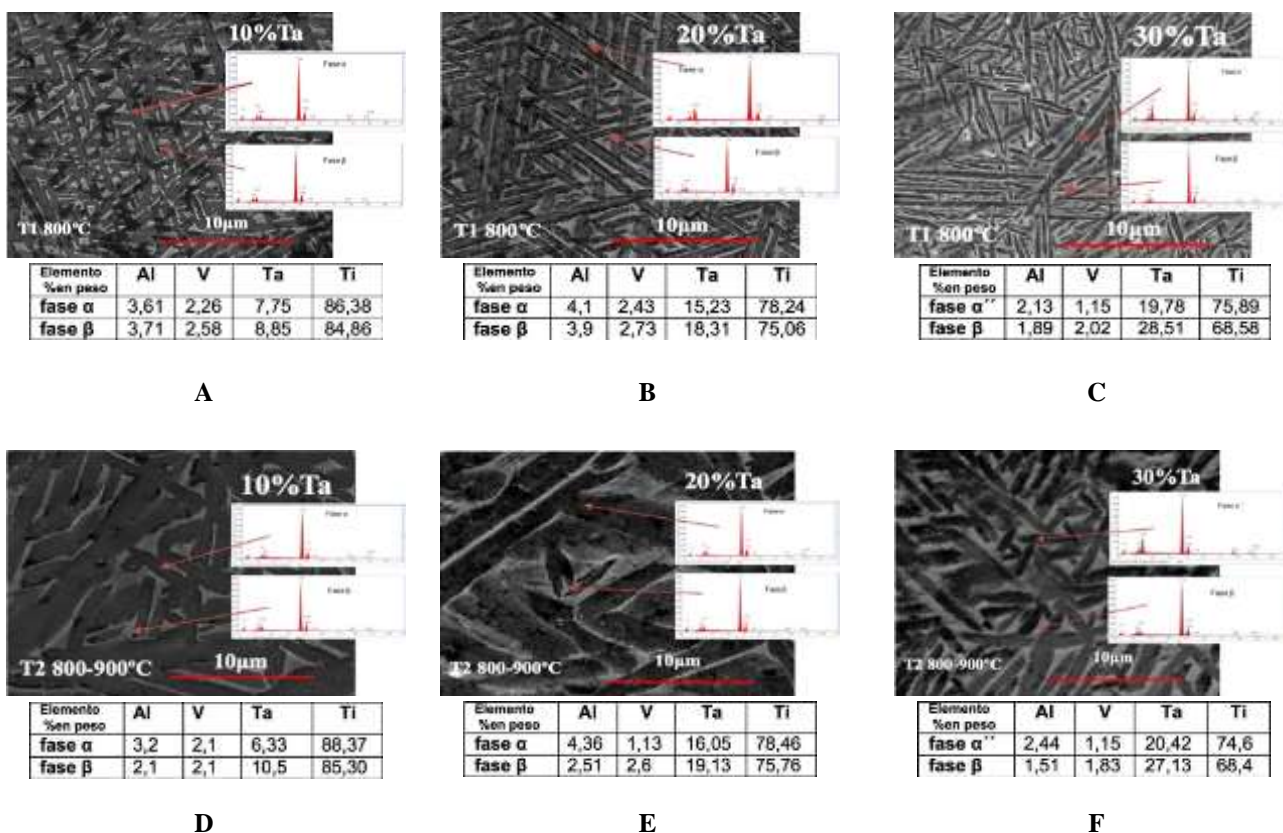


Fig. 6. MEB-EDX de las aleaciones Ti-6Al-4V con adición de Tántalo tratadas térmicamente a 800 y 900°C.

Tabla 7. Microdureza Vickers para las aleaciones Ti-Al-V-Ta en condición y sometidas al tratamiento térmico.

Aleación	%Ta	Condición de refusión	T.T. #1 (800°C)	T.T. #2 (800-900°C)
Patron (viruta)	—	(392,83±8,08)		
M1	10	(458,2±74,60)	(374,45±3,82)	(352,2±4,65)
M2	20	(359,7±29,80)	(480,66±61,16)	(429,81±8,23)
M3	30	(446,6±22,50)	(535,41±32,61)	(451,66±38,94)

CONCLUSIONES

El sinterizado de la aleación Ti-6Al-4V en estado de entrega (viruta), permitió obtener una microestructura bifásica del tipo $\alpha+\beta$ constituida por una matriz β con fase α de morfología acicular, tal como lo reportan las investigaciones referentes a esta aleación [1, 3, 6], sin embargo, el sinterizado de las aleaciones Ti-Ta, debido a la diferencia en los coeficientes de difusión, no permitió obtener microestructuras con fases estables por lo que se recomienda someter a estas aleaciones a un sinterizado a alta temperatura o tratamientos termomecánicos por tiempos más prolongados.

Las aleaciones presentaron microestructuras bifásicas con una disminución de longitud y espesor de la fase α acicular al incrementar los contenidos de Tántalo, lo que indica que el Ta actúa como un refinador de la fase α en este tipo de aleaciones, mejorando así las propiedades del material [1], sin embargo, a partir de concentraciones de 20% en peso de Ta los procesos de difusión se dificultan obteniéndose estructuras dendríticas, por lo que se recomienda exponer las muestras a tales concentraciones a procesos donde implique alta temperatura y tiempo de exposición más prolongados. Se observa un incremento en los valores de dureza al incrementar los contenidos de Ta, sin embargo, se reporta una disminución a 20% Ta y luego un aumento a 30%, atribuyendo la disminución a la posible presencia de una fase α'' cuya estructura ortorrómbica es una fase intermedia entre HCP y BCC, que vuelve a la aleación menos dura

Las adiciones de Ta y la aplicación del tratamiento térmico promueven cambios en la microestructura y la dureza de la aleación Ti-6Al-4V, donde el incremento o la disminución en los valores de dureza dependen del tamaño, distribución y proporción de las fases α y β presentes en la aleación.

Los resultados obtenidos indican que la aleación M2 (20% Ta) sometida al tratamiento térmico #2 (800-900°C), la cual reportó una mejora en las propiedades mecánicas mejorando a un 16% en su dureza, ofrecería la mejor

relación de resistencia mecánica-ductilidad, al presentar una microestructura con la fase α acicular muy fina delimitada por la fase β , con ambas fases distribuidas uniformemente.

AGRADECIMIENTOS

Al Centro de Ingeniería De Materiales y Nanotecnología, Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC).

A MSc. Rafael Vásquez, de la unidad de laboratorio de Ensayos Mecánicos de la Universidad Simón Bolívar.

REFERENCIAS

- [1] Bisbal R., Dávila P., Gómez F., Camero S., Pérez M., González G. (2012) "Efecto del Ta en la aleación Ti-6Al-4V tratada térmicamente" *Fac. Ing. UCV*, 27(4).
- [2] Mierzejewska Z.A., Hudák R., Sidun J. (2019) "Mechanical Properties and Microstructure of DMLS Ti-6Al-4V Alloy dedicated to Biomedical Applications" *Materials (Basel)* 12(1):176.
- [3] Córdoba-Roman L.C. (2009) "Relación entre microestructura y resistencia a corrosión de la aleación biocompatible Ti-6Al-4V deformada en caliente" Trabajo de Maestría, Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Minas. Medellín, Colombia.
- [4] Okazaki Y., Ito Y., Ito A., Tateishi T. (1993) "Effect of alloying elements on mechanical properties of titanium alloys for medical implants" *Materials Transactions JIM* 34(12):1217-1222.
- [5] Escuder A.V. (2014) "Análisis del Efecto de los elementos aleantes en titanio pulvimetalúrgico" Tesis de Maestría, Universitat Politècnica de València. Valencia, España.
- [6] Gil F.J., Planell J.A. (2010) "Aplicaciones Biomédicas del titanio y sus aleaciones" Universidad Politècnica de Cataluña, Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica, pp. 34-42.
- [7] Anisimova L.I., Popovich A.A. (1985) "Correlation between the nature of failure and microstructure and

- properties of titanium alloys” *J. Metal Science and Heat Treatment* 27:933-938.
- [8] Abdalla A.O., Amrin A., Muhammad S., Azmah-Hanim M.A. (2017) “Effect of heat treatment parameters on the microstructure and microhardness of Ti-6Al-4V alloy” *AIP Conference Proceedings* 1865(1):030001.
- [9] Flores-Martinez E.S. (2019) “Super aleaciones”. Academia, Consultado el 1 de abril de 2019. https://www.academia.edu/35875593/Superaleacione_s.pptx.
- [10] Funkahubo H., Kennedy J.B. (1989) “*Shape memory alloys*” London, Gordon and Breach Science Publishers, pp. 275.
- [11] Murr L.E., Quiñones S.A., Gaytan S.M., Lopez M.I., Rodela A., Martínez E.Y, Hernández D.H., Martínez E., Medina F., Wicker R.B. (2009) “Microstructure and mechanical behavior of Ti-6Al-4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications” *J Mech Behav Biomed Mater* 2(1):20-32.
- [12] Huber D.E. (2016) “Structure and properties of Titanium Tantalum alloys for Biocompatibility” Tesis Doctoral, Ohio state University.
- [13] Trillo E., Ortiz C., Dickerson P., Villa R., Stafford S., Murr L. (2001) “Evaluation of mechanical and corrosion biocompatibility of Ti-Ta alloys” *J Mater Sci Mater Med* 12:283-292.
- [14] Zhou Y.L., Niinomi M., Akahori T. (2004) “Mechanical properties of binary Ti-Ta alloys for biomedical applications” *Mater Sci Forum* 449-452:1089-10.
- [15] Meng F., Li Z., Liu X. (2013) “Synthesis of tantalum thin films on titanium by plasma immersion ion implantation and deposition” *Surf Coat Tech* 229:205-209.
- [16] Delgado-Gordillo J. (2012) “Estudio de la influencia sobre la microestructura y propiedades mecánicas de la altura de fabricación para la aleación Ti-6Al-4V ELI procesada mediante la tecnología aditiva Electro Beam Melting” Tesis de Maestría, Universitat Politècnica de València, pp. 167.
- [17] Rodríguez-Rius D. (2006) “Capítulo 6: Estudio de la Biocompatibilidad” en Tesis Doctorals en Xarxa. Consultado el 10 de diciembre de 2018. <https://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/6032/08CAP6.pdf?sequence=8>