

## CARACTERIZACIÓN DE UNA ALEACIÓN Ti-Nb-Zr PARA LA FABRICACIÓN DE IMPLANTES DENTALES

### Characterization of a Ti-Nb-Zr alloy for the manufacture of dental implants

#### RESUMEN

La aleación más empleada para fabricar implantes dentales es Ti6Al4V, pero el Vanadio y Aluminio, producen citotoxicidad y afecciones nerviosas. Por ello, se están desarrollando aleaciones sin estos elementos nocivos como la aleación Tiadyne® (TiNbZr), la cual podría utilizarse como biomaterial, dado que sus elementos son bioinertes. Esta investigación presenta su análisis microestructural y la caracterización mecánica en compresión y flexión.

La microestructura muestra la presencia de fases Alpha y Beta. Los valores obtenidos de las pruebas mecánicas son acordes con los requeridos en implantes. Los resultados establecen la viabilidad del Tiadyne® para ser empleada en implantes dentales.

**PALABRAS CLAVES:** Compresión, flexión, implante dental, Ti6Al4V, Tiadyne®, TiNbZr.

#### ABSTRACT

The alloy frequently used to fabricate dental implants is Ti6Al4V, but Vanadium and Aluminium produce cytotoxicity and neurological diseases. Therefore must be developed alloys without these harmful elements, such as the alloy Tiadyne® (TiNbZr), which can be used as biomaterial, because of their elements are bioinerts. This work includes the metallographic analysis and mechanical characterization of Tiadyne® (TiNbZr) under compression and bending. The metallographic examinations show the presence of Alpha and Beta phase. The results to stablish the feasibility of Tiadyne® to fabricate dental implants.

**KEYWORDS:** Bending, Compression, dental implants, Ti6Al4V, Tiadyne®, TiNbZr.

#### 1. INTRODUCCIÓN

El titanio y sus aleaciones, son materiales ampliamente usados para aplicaciones biomédicas en especial la fabricación de implantes [1], por sus excelentes propiedades mecánicas combinadas con su resistencia a la corrosión. La aleación más empleada para la fabricación de implantes es la aleación Ti6Al4V. Sin embargo, esta aleación presenta problemas de citotoxicidad y causa afecciones nerviosas, producidas respectivamente por los iones de vanadio y aluminio desprendidos de la aleación al estar en contacto con fluidos corporales o tejidos [2], [3].

En la búsqueda de nuevos materiales más inertes, que tengan mayor biocompatibilidad, se ha identificado al titanio, niobio y zirconio como elementos no tóxicos que no causan ninguna reacción adversa en el cuerpo humano [4]. Así, el uso de estos materiales o de sus aleaciones los hacen excelentes opciones para ser empleados como biomateriales. Lo anterior es importante si se considera la

**DIANA CAROLINA ESTEVEZ V**  
Escuela de Ingeniería Metalúrgica  
Universidad Industrial de Santander  
artemissa@hotmail.com

**EDGAR GUILLERMO FARFAN**  
Escuela de Ingeniería Metalúrgica  
Universidad Industrial de Santander  
eg\_farfán@hotmail.com

**LUÍS EMILIO FORERO G.**  
Ph.D.C. M.Sc. Materials Science,  
M.Sc. Metals Science  
Profesor Asociado  
Universidad Industrial de Santander  
leforero@uis.edu.co

**FREDDY RINCON OSORIO**  
Ingeniero Mecánico  
Grupo de Automatización,  
Modelamiento, Simulación y  
Control de Procesos y Productos  
Universidad Santo Tomás,  
Bucaramanga  
forincon@gmail.com

posibilidad de utilizar estos materiales para la fabricación de implantes dentales, aunque esto no es suficiente, por lo que es necesario caracterizar el material evaluando sus propiedades mecánicas, determinando el grado de disolución de la aleación por el efecto de los fluidos presentes en la boca (sangre y saliva), y la facilidad de fabricación de los implantes entre otros factores.

El titanio puro es frágil [5], el niobio reduce el módulo de elasticidad [6] y la inestabilidad del zirconio es un problema no muy bien entendido [7]. Por lo que se están desarrollando aleaciones de estos tres elementos en lugar de emplear los materiales puros. Una de estas aleaciones es Ti13Nb13Zr, que ya figura como una aleación aceptada por la FDA<sup>1</sup> (Food and Drug Administration), como material base para fabricar implantes. Sin embargo, esta aleación fue patentada y uso es restringido para

<sup>1</sup> Organismo americano encargado de regular productos alimenticios, drogas y dispositivos médicos.

algunas de las grandes compañías fabricantes de implantes. Por lo que se está investigando sobre otras aleaciones que aunque han sido desarrolladas para aplicaciones aeroespaciales tiene un gran potencial para ser empleada en la fabricación de implantes dentales como lo es la aleación Tiadyne® (TiNbZr). Esta aleación tiene la capacidad de ser endurecida superficialmente a profundidades que producen una alta resistencia a la abrasión. Presenta bajo módulo de elasticidad y alta resistencia a la abrasión, además de no presentar reacción adversa en los tejidos [8]. Los elementos presentes además de no ser nocivos tampoco son cancerígenos.

En esta investigación se presentan los resultados preliminares obtenidos de los diferentes ensayos mecánicos y la evaluación de su microestructura para su implementación en la fabricación de implantes dentales y para ser empleado como un adecuado reemplazo para la aleación Ti6Al4V.

## 2. MATERIAL Y PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

### 2.1 Material

La composición de la aleación de titanio empleada en este trabajo es reportada en la Tabla 1.

Componente	Wt %
Nb	10
O <sub>2</sub>	0.13
Zr	34
Ti	Balance

Tabla 1. Composición química (%wt) de la aleación TiNbZr<sup>2</sup>

### 2.2 Preparación y análisis metalográfico

Las probetas de Tiadyne® fueron preparadas usando técnicas metalográficas estándar: pulido usando papel abrasivo SiC de 240, 320, 400 y 600, seguido por pulido fino usando alúmina de 5, 3, 1 y 0.05 µm. Después de la preparación metalográfica las probetas fueron atacadas usando reactivo Kroll's (compuesto de 100 ml de agua destilada, 5 ml de ácido nítrico, y 3 ml de ácido clorhídrico), con el propósito de revelar la microestructura. Las imágenes ópticas fueron tomadas usando un video microscopio digital 3D Hirox® KH-7700.

### 2.3 Ensayos Mecánicos

El material fue maquinado con el fin de obtener probetas para compresión, flexión y torsión. Las dimensiones de las probetas para compresión fueron: diámetro 5 ± 0.1

mm, longitud 10 ± 0.1 mm siguiendo la norma ASTM E9-89 [9], que estipula una relación para compresión:

$$L/D = 2 \quad (1)$$

Para flexión, diámetro 5 ± 0.1 mm, longitud 36 ± 0.1 mm, según la norma ASTM E 290-97 [10] que establece el tamaño de la probeta con base en la siguiente relación:

$$C = (2r + 3D) \pm D/2 \quad (2)$$

Donde C es la distancia mínima entre soportes, r es el radio del punzón y D el diámetro de la probeta. La distancia mínima calculada fue de 21 ± 2.5 mm.

Los ensayos de compresión y flexión se realizaron en una Máquina de Ensayos Universales AUTOGRAPH AG-1 SHIMADZU, equipada con una celda de carga de 100kN.

Se realizaron mediciones de dureza y microdureza de manera aleatoria a las probetas en un durómetro Wilson y un microdurómetro Carl Zeiss respectivamente.

## 3. RESULTADOS

### 3.1. Análisis metalográfico

La Figura 1 muestra el material preparado metalográficamente, sin ataque químico. Presenta deformación por maclado que se induce en el maquinado y pulido de la probeta, debido a que el titanio y sus aleaciones son fácilmente afectadas por los procedimientos de maquinado y pulido [11].

En la microestructura presentada en la Figura 2 (con ataque químico) la deformación inducida por maquinado y por pulido fue removida. Se observan granos equiaxiales de fase Beta, de un diámetro promedio de 121.790 ± 0.001 µm.

El porcentaje de Niobio (10% en peso), elemento estabilizador de la fase Beta [12], indica que la aleación se encuentra en el campo α + β según el diagrama mostrado en la Figura 3<sup>3</sup>. La fase Beta corresponde aproximadamente al 87% y la fase Alfa al 13%, esta última en la matriz de fase beta, en forma de precipitados, Figura 4.

<sup>2</sup> Información proporcionada por ATI Wah Chang, empresa fabricante.

<sup>3</sup> Handbook of Ternary Alloy Phase Diagrams, Volumen 3, 1995, ASM

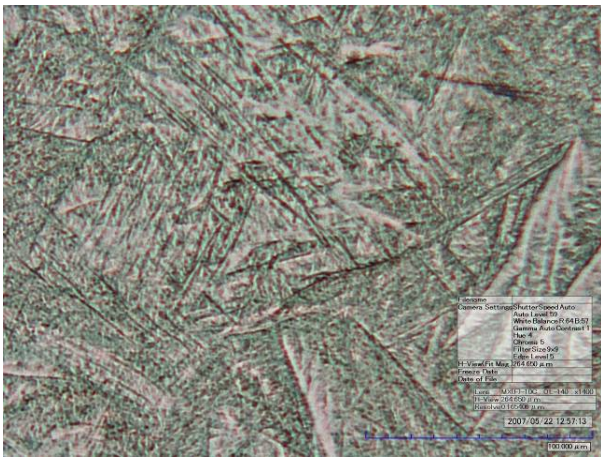


Figura 1. Ti-Nb-Zr, sin ataque químico, Deformación por maclado 1400X

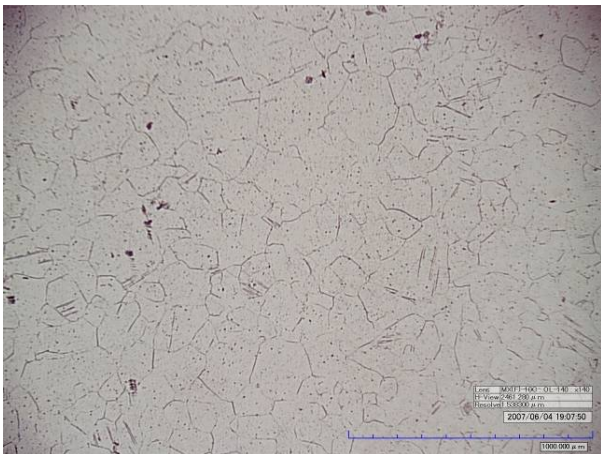


Figura 2. Ti-Nb-Zr atacada con reactivo Kroll's. Granos Beta equiaxiales, 140X

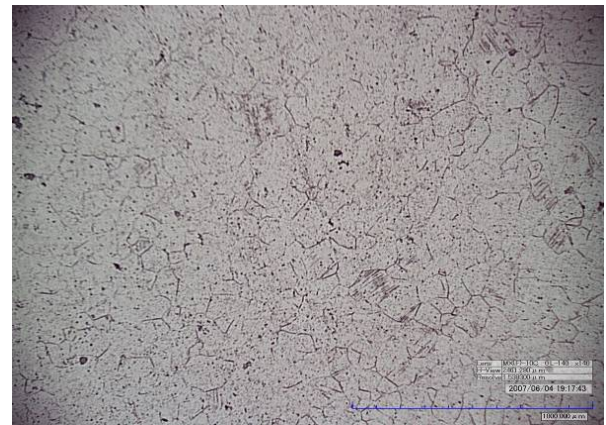


Figura 4. Ti-Nb-Zr, atacada con reactivo Kroll's, fase Alpha en forma de precipitados en la matriz Beta, 140X

### 3.2. Resistencia Mecánica

#### 3.2.1. Dureza y Microdureza

El valor promedio de dureza del material corresponde a  $61.3 \pm 0.5$  Rockwell A y el valor promedio de microdureza a 275 Vickers.

#### 3.2.2. Compresión

El ensayo de compresión se realizó siguiendo el procedimiento estipulado en la norma ASTM E 9-89 [9]. La velocidad de desplazamiento del cabezal de la máquina fue de 0.05 mm/min, (0.00197 in/min).

El diagrama esfuerzo-deformación se muestra en la Figura 5. Los valores promedio obtenidos del ensayo de compresión se presentan en la Tabla 3:

Material	Módulo de Elasticidad	Esfuerzo máximo a la compresión	Punto de fluencia
Aleación Ti-Nb-Zr	4253.840 ksi (29329.2 MPa)	224.330 ksi (1546.70 MPa)	100 ksi (689 MPa)

Tabla 3. Parámetros obtenidos del ensayo de compresión

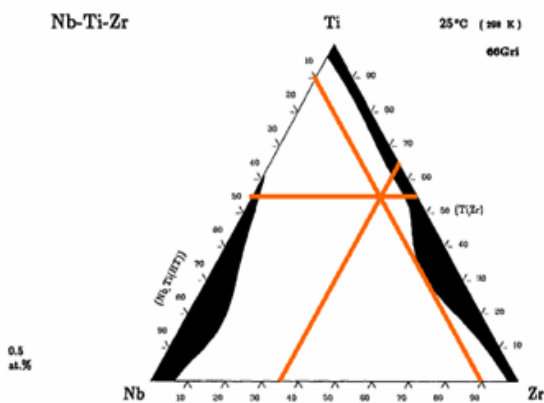


Figura 3. Diagrama de Fase Ternario Ti-Nb-Zr. Referencia "Handbook of ternary alloy phase diagrams, ASM"

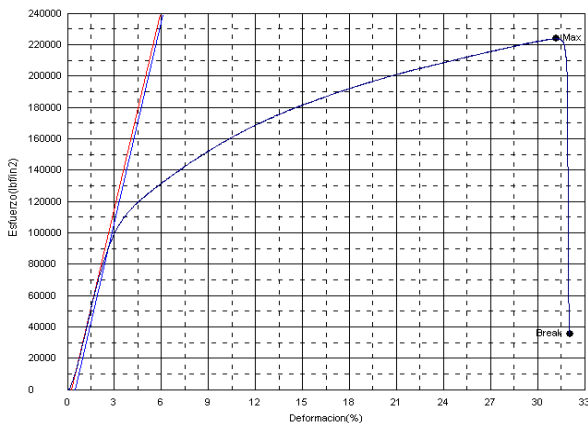


Figura 5. Diagrama Esfuerzo (lb/in<sup>2</sup>) vs Deformación (%)

### 3.2.3. Flexión

En la realización del ensayo se tuvo en cuenta la norma ASTM E 290-97a [10] en lo que respecta al procedimiento para flexión en tres puntos. Se empleó la misma velocidad del ensayo de compresión, 0.05 mm/min, (0.00197 in/min). Los valores promedios obtenidos del ensayo de flexión se muestran en la Tabla 4 y el respectivo diagrama esfuerzo-deformación en se presenta la Figura 6.

Material	Módulo de Elasticidad	Resistencia a la flexión	Esfuerzo último de flexión
Aleación Ti-Nb-Zr	3350.67 ksi (23102.06 MPa)	180 ksi (1241.05 MPa)	303.368 ksi (2091.64 MPa)

Tabla 4. Parámetros obtenidos del ensayo de flexión.

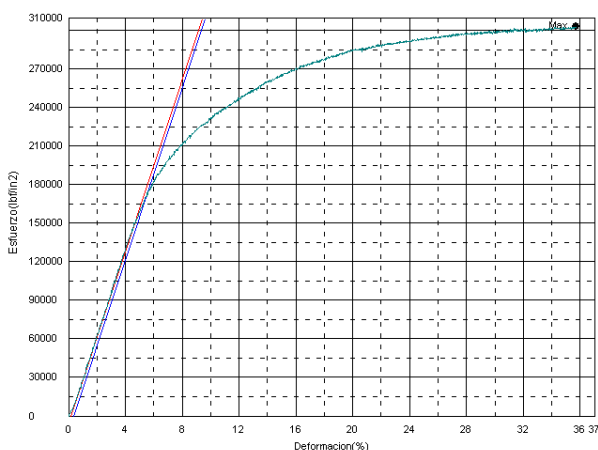


Figura 6. Diagrama Esfuerzo (lb/in<sup>2</sup>) vs Deformación (%)

## 4. ANALISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

La aleación Tiadyne® está compuesta principalmente de fase Beta. Esta aleación beta poseen mayor biocompatibilidad por que no presenta elementos nocivos y están presente en ella tres de los 4 metales mas biocompatibles del siguiente orden decreciente de

biocompatibilidad Niobio, Tántalo, Titanio y Zirconio. Estas aleaciones son capaces de proporcionar mayor relación resistencia-tenacidad comparada con las aleaciones Alpha + Beta. El bajo porcentaje de fase Alpha en este tipo de aleaciones hace que sea más fácil mecanizar este tipo de aleaciones dado que la fase Beta, es una fase con estructura cristalina cúbica centrada en el cuerpo, BCC, más dúctil que la estructura hexagonal compacta, HCP.

Su módulo de elasticidad sustancialmente es menor<sup>4</sup> que las aleaciones de tipo Alpha + Beta como la aleación Ti6Al4V, lo que lo hace más parecido a la características de los huesos en los que se debe implantar. Los ensayos tanto de compresión y flexión demuestran el valor relativamente bajo del módulo de elasticidad, este es un criterio de selección importante para el uso de esta aleación en aplicaciones biomédicas, en particular en implantes dentales, ya que es ligeramente superior al valor respectivo del hueso, 16GPa [13].

El bajo valor del módulo de elasticidad de la aleación Tiadyne® contrasta con el elevado módulo de la aleación de titanio más utilizada para implantes dentales, Ti6Al4V (113.8GPa) [8] y con respecto a la aleación patentada Ti13Nb13Zr (79GPa), como se muestra en la Figura 7.

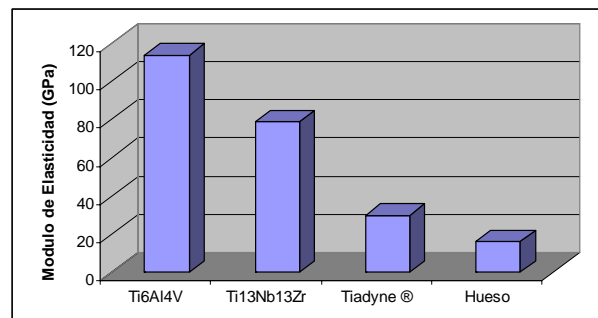


Figura 7. Comparación del módulo de elasticidad de varias aleaciones de titanio con el del hueso.

El punto de fluencia en compresión para la aleación Tiadyne® (689MPa) es similar al valor de la aleación Ti6Al4V (860 MPa) [8] por lo tanto este requerimiento mecánico se cumple para su uso en implantes.

## 5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- La microestructura de la aleación presenta una baja cantidad de fase alpha (aproximadamente 12%) en forma de precipitados en una matriz de fase beta (aproximadamente 88%), lo que hace de esta aleación una aleación mas maquinable en la fabricación de los implantes.

<sup>4</sup> En este tipo de aleación la presencia de Niobio, además de estabilizar la fase beta, reduce el módulo de elasticidad

- En la aleación Tiadyne® se pueden generar deformaciones por maclado en el proceso de mecanizado o por una excesiva presión mecánica durante el pulido, por lo que es importante realizar pulidos químicos o electroquímicos para evitar este problema durante la fabricación de los implantes.
- Como el modulo de elasticidad de esta aleación es mucho más cercano al del hueso y menor que la aleación Ti6Al4V, se constituye en alternativa para su aplicación en la fabricación de implantes dentales.
- Las propiedades mecánicas de la aleación Tiadyne además de superar en parte a las de la aleación Ti6Al4V, cumplen con las resistencias mecánicas requerida para los implantes dentales.
- Las aleaciones TiNbZr no solo son un buen sustituto de las aleaciones Ti6Al4V por su resistencia mecánicas sino por su biocompatibilidad, aunque la estas propiedades son función de las cantidades de Nb y Zr que se encuentren presente en la aleación.

## 6. REFERENCIAS

- [1] M. Long, H.J. Rack, *Biomaterials*, pp.1621-1639, 1968.
- [2] G. Steinemann, *Evaluation of Biomaterials*, New York: Wiley, 1980, pp.1-34.
- [3] P. G. Laing, A.B. Ferguson and E.S. Hodge, *J. Biomed. Mater. Res.* 1 pp. 135-149, 1967.
- [4] M. Niinomi. *Mater. Sci. Eng. A* 243, pp. 231–236, 1998.
- [5] J. M. Shackelford, *Introducción a la Ciencia de Materiales para Ingenieros*. 4a ed. Madrid: Prentice Hall Iberia, 1998.
- [6] J. A. Davidson, P. Kovacks, *New Biocompatible, Low Modulus Titanium Alloy for Medical Implants*, U.S. Patent no. 5, 169, 597, Decemeber 8, 1992.
- [7] H. B. Valdemar. (2002, October). [Online]. Available: <http://www.totaljoints.info>
- [8] MatWeb, The Online Materials Database, *ATI Wah Chang Tiadyne™ 3510*, 2007©
- [9] *Standard Test Methods of Compression Testing of Material for Ductility*, ASTM International, E 290 – 97a (Reapproved 2004), Oct. 1, 2004.
- [10] *Standard Test Methods for Bend Testing of Metallic Materials at Room Temperature*, ASTM International, E 9 – 89a (Reapproved 2000), 2000.
- [11] Buehler, *Refractory Metals*, p.36, 2000.
- [12] T. Fusayama, T. Katayori, S. Nomoro, *J. Dent. Res.* 42, p.1183, 1963.

[13] <http://personal.telefonica.terra.es/web/jcvilchesp/cuerda/cu130.htm>

## 7. AGRADECIMIENTOS

- Agradecemos al Grupo de Investigación en Biomateriales.
- A la Vicerrectoria Investigación y Extensión.
- Al Grupo de Automatización, Modelamiento, Simulación y Control de Procesos y Productos de la USTA.
- A ATI Wah Chang por el suministro de la aleación de Tiadyne.