

CARACTERIZACIÓN Y EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE
UNA ALEACIÓN TiNbZr PARA LA FABRICACIÓN DE IMPLANTES DENTALES

DIANA CAROLINA ESTÉVEZ VARGAS

EDGAR GUILLERMO FARFÁN CHACÓN

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE FÍSICO-QUÍMICAS

ESCUELA DE INGENIERÍA METALÚRGICA Y CIENCIA DE MATERIALES

BUCARAMANGA

2009

CARACTERIZACIÓN Y EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE
UNA ALEACIÓN TiNbZr PARA LA FABRICACIÓN DE IMPLANTES DENTALES

DIANA CAROLINA ESTÉVEZ VARGAS

EDGAR GUILLERMO FARFÁN CHACÓN

Trabajo de Grado presentado como
requisito para optar al título de
Ingeniero Metalúrgico

Director

Ph.D.C. LUÍS EMILIO FORERO GÓMEZ

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE FÍSICO-QUÍMICAS

ESCUELA DE INGENIERÍA METALÚRGICA Y CIENCIA DE MATERIALES

BUCARAMANGA

2009

DEDICATORIA

A Luz Marina

“A veces podemos pasarnos años sin vivir en absoluto, y de pronto toda nuestra vida se concentra en un solo instante”.

Diana Carolina

DEDICATORIA

A mis padres, Guillermo Hernando y María Socorro, por su apoyo para lograr que esta meta en mi vida se pudiera alcanzar y a mi hermano.

Edgar Guillermo

AGRADECIMIENTOS

Los autores manifiestan sus agradecimientos a:

Al profesor Luis Emilio Forero, por su tiempo y dedicación.

Al Grupo de Investigación en Biomateriales, por el préstamo de sus instalaciones.

A los integrantes del Grupo de Investigación en Biomateriales, por su colaboración.

A ATI Wah Chang, por proporcionarnos el material para los ensayos.

Al ingeniero Jorge Díaz del Laboratorio de Resistencia de Materiales de la USTA, por permitirnos la realización de los ensayos mecánicos en sus instalaciones.

A Ron Graham, Vicepresidente de Calidad y Tecnología, ATI Wah Chang, por su colaboración durante el desarrollo de las pruebas.

Al ingeniero Olger Mendoza Grupo de Investigación en Minerales, Biohidrometalurgia y Ambiente GIMBA-UIS, por colaborarnos en la realización de las pruebas de Absorción Atómica.

Al profesor Enrique Mejía del Centro de Investigación Laboratorio de Espectroscopía Atómica y Molecular, por colaborarnos con la prueba de Acoplamiento por Plasma Inducido.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	1
1. ASPECTOS GENERALES	3
1.1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA	3
1.2. OBJETIVOS GENERALES	4
1.3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	4
2. MARCO TEÓRICO	5
2.1. PRINCIPIOS GENERALES	5
2.1.1. Efectos de los elementos de la aleación	6
2.1.2. Clasificación de las aleaciones de titanio	8
• Aleaciones alfa (α)	8
• Aleaciones cercanas a α	8
• Aleaciones $\alpha+\beta$	8
• Aleaciones β metaestables	8
• Aleaciones β	9

2.1.3. Microestructura de las aleaciones de titanio	11
2.2. BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS ALEACIONES DE TITANIO	13
2.3. APLICACIONES BIOMÉDICAS	15
2.3.1. Sistemas de fijación y osteosíntesis	15
2.3.2. Prótesis Ortopédicas	16
2.3.3. Implantes dentales	17
2.4. DESARROLLO DE NUEVAS ALEACIONES	19
3. METODOLOGIA EXPERIMENTAL	24
3.1. DISEÑO DE EXPERIMENTOS	24
3.2. MATERIAL	25
3.3. ENSAYOS	25
3.3.1. Análisis Metalográfico	25
3.3.2. Dureza	26
3.3.3. Compresión	27
3.3.4. Flexión	29
3.3.5. Torsión	32
3.4. PRUEBAS DE BIODEGRADACIÓN	34
3.4.1. Montaje del sistema	35

3.4.2. Absorción atómica	37
3.4.3. Espectroscopía de Emisión Atómica con Plasma Inducido por Laser	38
4. RESULTADOS Y ANÁLISIS	40
4.1. ANÁLISIS METALOGRAFICO	40
4.2. ENSAYOS MECÁNICOS	44
4.2.1. Ensayo de Dureza	44
4.2.2. Ensayo de Compresión	46
4.2.3. Ensayo de Flexión	49
4.2.4. Ensayo de Torsión	52
4.3. BIODEGRADACIÓN DE LA ALEACIÓN TIADYNE™	54
CONCLUSIONES	61
RECOMENDACIONES	63
BIBLIOGRAFÍA	64
ANEXOS	66

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Efecto de los elementos de aleación sobre el diagrama de fases de las aleaciones de titanio	7
Figura 2. Titanio comercial, 675°C/1h/AC. Micrografía óptica mostrando granos equiaxiales α	12
Figura 3. Microestructuras $\alpha+\beta$, completamente laminar: Ti-6Al-4V	12
Figura 4. Microestructura de la aleación β , Ti13Nb13Zr, tratamiento de solubilización, 760 °C/1 h, templado en agua	13
Figura 5. Ejemplo de una placa como implante de hueso, AISI 316L	16
Figura 6. Implante de cadera	17
Figura 7. Partes de un implante dental	18
Figura 8. Módulo de elasticidad de TNTZ (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr)	21
Figura 9. Propiedades a tensión de TNTZ (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr)	22
Figura 10. Dimensiones finales de las probetas para compresión	28
Figura 11. Disposición de la probeta de compresión en la máquina de ensayos universales	29
Figura 12. Distancia mínima entre apoyos	30

Figura 13. Dimensiones de las probetas de flexión	31
Figura 14. Disposición de la probeta de flexión en la máquina de ensayos universales	31
Figura 15. Dimensiones de las probetas de torsión	32
Figura 16. Montaje del sistema de torsión	33
Figura 17. Disposición de las probetas en la celda conteniendo la solución de saliva simulada	36
Figura 18. Montaje del sistema para mantener la temperatura de la solución.	37
Figura 19. Curva de calibración para la lectura de concentración de Titanio por absorción atómica realizadas sobre muestras de solución de saliva artificial después de la exposición de Tiadyne™	38
Figura 20. Espectrómetro de Emisión	39
Figura 21. Estructura martensítica falsa antes del ataque de la probeta	40
Figura 22. Estructura antes del ataque sin presencia de martensita falsa	41
Figura 23. Diagramas de fases ternario para el sistema Ti-Nb-Zr	42
Figura 24. Microestructura de la aleación Tiadyne™, Sección transversal. 280X. Microscopía óptica	43
Figura 25. Detalle de los precipitados. Sección transversal. 700X	43
Figura 26. Comparación de las propiedades mecánicas en compresión antes y después de exposición en saliva artificial	46

Figura 27. Comparación del módulo de elasticidad con respecto al valor del módulo del hueso de algunas aleaciones de titanio utilizadas como implante	49
Figura 28. Comparación de las propiedades mecánicas en flexión antes y después de exposición en saliva artificial	50
Figura 29. Comparación de las propiedades mecánicas en torsión, antes y después de exposición en saliva artificial	52
Figura 30. Ventana espectral para el Zr	57
Figura 31. Ventana espectral para el Niobio	58
Figura 32. Ventana espectral para el Titanio	59

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Aleaciones de Titanio comerciales	10
Tabla 2. Composiciones de las aleaciones β de bajo módulo, desarrolladas para aplicaciones biomédicas	20
Tabla 3. Composición química del Tiadyne™	25
Tabla 4. Composición química de la Saliva Artificial	35
Tabla 5. Valores promedio de dureza del material	45
Tabla 6. Valores promedio de microdureza del material	45
Tabla 7. Propiedades mecánicas en compresión antes y después de exposición en saliva artificial	47
Tabla 8. Propiedades mecánicas en flexión antes y después de exposición en saliva artificial	51
Tabla 9. Propiedades mecánicas en torsión antes y después de exposición en saliva artificial	53
Tabla 10. Relación entre el área de la aleación expuesta y el volumen de solución de saliva artificial a 60, 90 y 120 días	55
Tabla 11. Resultados de disolución de Ti	55

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. ENSAYOS MECÁNICOS DE LA ALEACIÓN TIADYNE™ ANTES DE EXPOSICIÓN EN SOLUCIÓN DE SALIVA ARTIFICIAL	66
Anexo A1. ENSAYOS DE COMPRESIÓN SIN EXPOSICIÓN	66
Anexo A2. ENSAYO DE FLEXIÓN SIN EXPOSICIÓN	67
Anexo A3. ENSAYO DE TORSIÓN SIN EXPOSICIÓN	68
Anexo B. ENSAYOS MECÁNICOS DE LA ALEACIÓN TIADYNE™ DESPUÉS DE EXPOSICIÓN EN SOLUCIÓN DE SALIVA ARTIFICIAL	70
Anexo B1. ENSAYOS DE COMPRESIÓN A 60 DÍAS	70
Anexo B2. ENSAYOS DE FLEXIÓN A 60 DÍAS	71
Anexo B3. ENSAYOS DE TORSIÓN A 60 DÍAS	72
Anexo B4. ENSAYOS DE COMPRESIÓN A 90 DÍAS	73
Anexo B5. ENSAYOS DE FLEXIÓN A 90 DÍAS	74
Anexo B6. ENSAYOS DE TORSIÓN A 90 DÍAS	75
Anexo B7. ENSAYOS DE COMPRESIÓN A 120 DÍAS	76
Anexo B8. ENSAYOS DE FLEXIÓN A 120 DÍAS	77

Anexo B9. ENSAYOS DE TORSIÓN A 120 DÍAS	78
Anexo C. MÓDULO DE ELASTICIDAD DE LA ALEACIÓN TIADYNE™ ANTES DE EXPOSICIÓN EN SOLUCIÓN DE SALIVA ARTIFICIAL	80
Anexo C1. MÓDULO DE ELASTICIDAD EN COMPRESIÓN	80
Anexo C2. MÓDULO DE ELASTICIDAD EN FLEXIÓN	81
Anexo D. MÓDULO DE ELASTICIDAD DE LA ALEACIÓN TIADYNE™ DESPUÉS DE LA EXPOSICIÓN EN SOLUCIÓN DE SALIVA ARTIFICIAL	83
Anexo D1. MÓDULO DE ELASTICIDAD EN COMPRESIÓN A 60 DÍAS	83
Anexo D2. MÓDULO DE ELASTICIDAD EN FLEXIÓN A 60 DÍAS	84
Anexo D3. MÓDULO DE ELASTICIDAD EN COMPRESIÓN A 90 DÍAS	85
Anexo D4. MÓDULO DE ELASTICIDAD EN FLEXIÓN A 90 DÍAS	86
Anexo D5. MÓDULO DE ELASTICIDAD EN COMPRESIÓN A 120 DÍAS	87
Anexo D6. MÓDULO DE ELASTICIDAD EN FLEXIÓN A 120 DÍAS	88

TÍTULO: CARACTERIZACIÓN Y EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE UNA ALEACIÓN TiNbZr PARA LA FABRICACIÓN DE IMPLANTES DENTALES*

AUTORES: DIANA CAROLINA ESTÉVEZ VARGAS**
EDGAR GUILLERMO FARFÁN CHACÓN**

PALABRAS CLAVES: Compresión, flexión, torque, implante dental, Ti6Al4V, TiNbZr, citotoxicidad, biodegradación.

DESCRIPCIÓN: Los implantes dentales son fabricados generalmente de Ti6Al4V, pero se han demostrado efectos perjudiciales sobre el organismo, debido a la presencia de Vanadio y Aluminio, que generan citotoxicidad y afecciones nerviosas. Por lo tanto en los últimos se han estado desarrollando aleaciones alternativas que no contengan estos elementos nocivos, como por ejemplo, Ti6Al7Nb o Ti13Nb13Zr.

En este trabajo se presenta la caracterización mecánica y microestructural, de la aleación Tiadyne™, además de la evaluación del grado de disolución en una solución que simula las características químicas de la saliva, durante 60, 90 y 120 días de exposición.

La respuesta mecánica se evaluó en cargas a las cuales están sometidos estos implantes, compresión, flexión y torque. El análisis metalográfico indica la presencia de una matriz beta (estructura BCC) con precipitados de fase alfa (estructura HCP), lo que corresponde a un material dúctil, adecuado para la fabricación de implantes dentales. Los resultados indican una buena relación en las propiedades mecánicas, bajo módulo de elasticidad y una alta resistencia. Los niveles de disolución de la aleación en saliva artificial fueron nulos y no se presentaron cambios en las propiedades mecánicas durante los períodos de exposición. La aleación cumple con los requerimientos mecánicos de los implantes dentales y es un buen sustituto para la aleación Ti6Al4V.

* Trabajo de Investigación

** Facultad de Ingenierías Físicoquímicas, Escuela de Ingeniería Metalúrgica y Ciencia de Materiales. Director: Luis Emilio Forero Gómez

TITLE: CHARACTERIZATION AND EVALUATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF A TiNbZr ALLOY FOR DENTAL IMPLANTS MANUFACTURING*

AUTHORS: DIANA CAROLINA ESTÉVEZ VARGAS**
EDGAR GUILLERMO FARFÁN CHACÓN**

KEYWORDS: Bending, compression, dental implant, torque, Ti6Al4V, TiNbZr, citotoxicity, biodegradation.

DESCRIPTION: Dental implants are fabricated generally of Ti6Al4V, but have been shown harmful effects on human body, because of the Vanadium and Aluminum presence, that generate citotoxicity and neurological diseases. Therefore in the last years, have been developed alternative alloys with non-toxic elements, e.g. Ti6Al7Nb or Ti13Nb13Zr.

This work presents the mechanical and micro structural characterization of the Tiadyne™ alloy, besides of the dissolution grade in a fluid that simulates the chemical characteristics of the saliva during 60, 90 and 120 days of exposition.

The mechanical response was evaluated under compression, bending and torque, which are the main loads applied to dental implants. The metallographic analysis show beta phase (BCC structure) and alpha precipitates (HCP structure), this represent a ductile material suitable to fabricate dental implants. Results also show a good ratio in mechanical properties, such as, low modulus of elasticity and high strength. The levels of dissolution in artificial saliva were null and the mechanical properties are same after exposition. The alloy meets the mechanical requirements of dental implants and it is an adequate substitute for Ti6Al4V alloy.

* Research Work

** Physical Chemistry Engineer School, Metallurgical Engineer and Materials Science College.
Director: Luis Emilio Forero Gómez

INTRODUCCIÓN

Los biomateriales han permitido el desarrollo de dispositivos que han mejorado la calidad de vida de muchas personas, que por diversas circunstancias han perdido la funcionalidad de alguna parte de su cuerpo, ayudando a reemplazar las funciones perdidas o posibilitando su recuperación.

En la actualidad, el campo relacionado con los implantes dentales se encuentra en pleno crecimiento, debido a la aparición cada vez mayor de pacientes edéntulos, que buscando mejorar su estética y por lo tanto su calidad de vida, se someten a este tipo de procedimiento. Por lo tanto, las empresas de implantes dentales apuestan por la innovación de sus materiales y diseños.

Entre los principales materiales empleados para implantes dentales se encuentran el titanio comercialmente puro, aunque su uso se ha restringido debido a sus limitadas propiedades mecánicas, y el Ti6Al4V, a pesar de que en los últimos años se han desarrollado estudios que cuestionan la biocompatibilidad de esta aleación, debido a la presencia de aluminio y vanadio.

Por lo tanto, es necesario desarrollar nuevas aleaciones para implantes dentales que no contengan elementos tóxicos, con la finalidad de que tengan mayor biocompatibilidad y por lo tanto que su utilización en la fabricación de implantes, permita asegurar un buen comportamiento en el cuerpo humano durante largos

períodos de tiempo. Entre estos elementos se encuentran el Ti, Nb y Zr, pertenecientes a las posiciones más altas de la escala de biocompatibilidad.

El presente proyecto de investigación comprende la caracterización mecánica y microestructural de la aleación Tiadyne™, evaluando principalmente su respuesta mecánica en compresión, flexión y torsión, principales cargas a las que están sometidos los implantes dentales. Además se evaluará el grado de disolución de la aleación en solución de saliva artificial y el efecto de su exposición a este medio sobre sus propiedades mecánicas.

1. ASPECTOS GENERALES

1.1. DESCRICIÓN DEL PROBLEMA

Las aleaciones convencionales utilizadas en implantes dentales son el Ti6Al4V y el Ti6Al7Nb, estas aleaciones además de presentar incompatibilidad mecánica con el hueso, por su alto módulo de elasticidad, contienen iones tóxicos como el Al y V. El aluminio puede generar afecciones nerviosas y el vanadio puede producir citotoxicidad.

La creciente demanda de mejores propiedades mecánicas y biocompatibilidad de los nuevos dispositivos médicos han generado el desarrollo de aleaciones sustitutas, como el Ti13Nb13Zr. Debido a estudios como el de E.Eisenbarth, D.Velten , M. Müller, R.Thull , J.Breme en *Biocompatibility of b-stabilizing elements of titanium alloys* han mostrado a las aleaciones de titanio beta, que contienen alta proporción de Niobio y Zirconio como los mejores reemplazos.

El Niobio presente en estas aleaciones, reduce el módulo de elasticidad. La adición de Zirconio le confiere una elevada resistencia a la corrosión debido a la formación de una capa de óxido estable. Además la presencia de fase beta en la microestructura permite que la aleación sea posteriormente tratada térmicamente con un tratamiento de solución en los campos de fase beta y alfa+beta, y subsecuente envejecido a diferentes temperaturas para mejorar su resistencia.

En Colombia no han sido reportado trabajos referentes al estudio de una nueva aleación de titanio aplicada en implantes dentales, sino que han sido enfocados al mejoramiento de la oseointegración de la aleación más utilizada, Ti6Al4V.

La presente investigación va a permitir determinar la factibilidad de utilizar la aleación Tiadyne™ como implante y sustituto de la aleación Ti6Al4V, a partir de los resultados de pruebas mecánicas y pruebas de biodegradación. Además de aportar de cierta manera, la información necesaria para el diseño y fabricación de implantes en la industria Colombiana, a partir de nuevas aleaciones.

1.2. OBJETIVOS GENERALES

- Caracterizar microestructural y mecánicamente la aleación Tiadyne™ (TiNbZr).
- Evaluar la biodegradación de la aleación Tiadyne™ para determinar su posible utilización en la fabricación de implantes dentales.

1.3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar las fases, impurezas y tamaño de grano presentes en la microestructura.
- Determinar la respuesta mecánica de la aleación Tiadyne™ cuando se somete a ensayos de compresión, flexión y torsión.
- Establecer el grado de disolución de la aleación Tiadyne™ en una solución fisiológica que simule químicamente la saliva.

2. MARCO TEÓRICO

La alta resistencia, baja densidad, y excelente resistencia a la corrosión son las propiedades principales que hacen del titanio y sus aleaciones una buena opción para una amplia variedad de aplicaciones. Ejemplos de estas aplicaciones incluyen la industria aeronáutica (alta resistencia, baja densidad), industria química (resistencia a la corrosión) y dispositivos biomédicos (resistencia a la corrosión y alta resistencia).

En el campo de los biomateriales, el uso del titanio y sus aleaciones se ha implementado desde el año 1951, y ha ido aumentando de forma constante. Este hecho es consecuencia de la mejor resistencia a la corrosión del titanio en fluidos corporales, en comparación con la de los aceros inoxidable.

2.1. PRINCIPIOS GENERALES

El titanio es el cuarto metal más abundante en la corteza terrestre, siendo los otros tres, el aluminio, hierro y el magnesio. Sufre una transformación alotrópica a la temperatura de 882 °C, pasando de una estructura hexagonal compacta (fase alfa α) a una estructura más dúctil, cúbica centrada en el cuerpo (fase beta β). La temperatura de transformación depende de la composición de la aleación, obteniéndose una amplia variedad de transformaciones de fase y microestructuras.

Es importante destacar la facilidad que posee el titanio para disolver ya sea de manera sustitucional o intersticial, otros elementos que, dependiendo del número de electrones de enlace del elemento, tienden a estabilizar algunas de las dos fases alotrópicas.

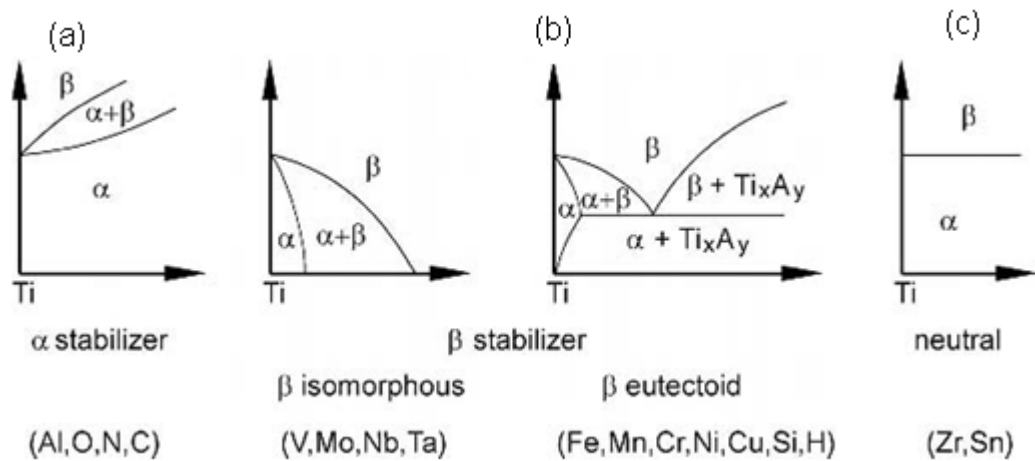
2.1.1. Efectos de los elementos de aleación. Los elementos de aleación en el titanio son clasificados de acuerdo a su capacidad de estabilizar la fase alfa o la fase beta, dependiendo si ellos incrementan o disminuyen la temperatura de transformación α/β de 882°C del titanio puro. El elemento sustitucional Al y los elementos intersticiales O, N y C son elementos estabilizantes alfa e incrementan la temperatura transus a medida que se incrementa el contenido de soluto, como se observa en la Figura 1(a).

El aluminio es un elemento ampliamente utilizado en las aleaciones de titanio, debido a que es el único metal que aumenta la temperatura de transición y además tiene alta solubilidad en ambas fases, alfa y beta. Entre los elementos intersticiales, el oxígeno es utilizado para obtener alta resistencia, especialmente en los grados de titanio comercialmente puro.

Los elementos estabilizantes beta son clasificados como elementos isomorfos y elementos beta eutectoide, ambos tipos son mostrados en la Figura 1(b). Los elementos beta isomorfo más utilizados en las aleaciones de titanio son V, Mo y Nb. Una concentración suficiente de estos elementos hacen posible estabilizar la fase beta a temperatura ambiente. De los elementos beta eutectoide, los elementos más utilizados son Cr, Fe y Si.

Además de estos elementos, existen los que se consideran como neutros, figura 1(c), debido a que disminuyen la temperatura de transformación α/β ligeramente e incrementan la temperatura de transformación a concentraciones altas, entre ellos están el Zr, Hf y Sn. Estos elementos poseen solubilidad total en las fases alfa y beta del titanio.

Figura 1. Efecto de los elementos de aleación sobre el diagrama de fases de las aleaciones de titanio [1]



(a) Elementos estabilizantes alfa (b) Elementos estabilizantes beta (c) Elementos estabilizantes neutros

I. J. Polmear. *Light alloys Metallurgy of the light metals*, Ed. Edward Arnold, 2a edición, 1989

2.1.2. Clasificación de las aleaciones de titanio

- Aleaciones alfa (α). Aleaciones monofásicas endurecidas por solución sólida, por la adición de estabilizadores alfa o elementos de aleación neutros. Las aleaciones alfa tienen buena estabilidad y buenas propiedades a alta temperatura pero no responden a tratamientos térmicos con el fin de modificar su microestructura.
- Aleaciones cercanas a α . Pequeñas adiciones de estabilizantes beta (1 a 2%) mejoran la resistencia y maquinabilidad, y poseen una buena relación de propiedades, alta resistencia mecánica y resistencia al creep. Son básicamente aleaciones alfa que contienen alguna cantidad de fase beta retenida.
- Aleaciones $\alpha+\beta$. Estas aleaciones contienen mayor proporción de estabilizantes beta (4-6%). Las aleaciones alfa + beta pueden ser tratadas térmicamente para desarrollar una variedad de microestructuras y propiedades mecánicas. El Ti6Al4V es la aleación más ampliamente utilizada de esta clase.
- Aleaciones β metaestables. Contienen del 10 al 15% de estabilizadores beta, la fase β es retenida a temperatura ambiente en condición metaestable. Esta condición puede ser alterada por un tratamiento térmico de envejecido para formar α widmanstätten en la matriz de β .

Estas aleaciones poseen alta resistencia, tenacidad y forjabilidad en un amplio rango de temperaturas, además contienen pequeñas cantidades de elementos estabilizantes α que mejoran la resistencia. Poseen mejor tenacidad a la fractura que las aleaciones $\alpha+\beta$.

- Aleaciones β . Adiciones muy elevadas de estabilizantes β permiten que se retenga de forma estable la fase β a temperatura ambiente. Las aleaciones beta son utilizadas en aplicaciones que requieren resistencia a la corrosión, y últimamente en aplicaciones biomédicas.

La Tabla 1, reporta las aleaciones de titanio más importantes comercialmente, indicando su composición y temperatura de transición beta.

Tabla 1. Aleaciones de Titanio comerciales

Nombre común	Composición de la aleación (% peso)	T_β (°C)
Aleaciones α y Titanio CP		
Grado 1	CP Ti (0.2Fe, 0.18O)	890
Grado 2	CP Ti (0.2Fe, 0.25O)	915
Grado 3	CP Ti (0.2Fe, 0.35O)	920
Grado 4	CP Ti (0.2Fe, 0.4O)	950
Grado 7	Ti-0.2Pd	915
Grado 12	Ti-0.2Mo-0.8Ni	880
Ti-5-2.5	Ti-5Al-2.5Sn	1040
Ti-3-2.5	Ti-3Al-2.5V	935
Aleaciones α+β		
Ti-6242	Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo-0.1Si	995
Ti-6-4	Ti-6Al-4V(0.2O)	995
Ti-6-4 ELI	Ti-6Al-4V(0.13O)	975
Ti-662	Ti-6Al-6V-2Sn	945
IMI 550	Ti-4Al-2Sn-4Mo-0.5Si	975
Aleaciones β		
Ti-6246	Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo	940
Ti13Nb13Zr	Ti-13Nb-13Zr	880
Beta-CEZ	Ti-5Al-2Sn-2Cr-4Mo-4Zr-1Fe	890
Ti-10-2-3	Ti-10V-2Fe-3Al	800
Beta 21S	Ti-15Mo-2.7Nb-3Al-0.2Si	810
Ti-LCB	Ti-4.5Fe-6.8Mo-1.5Al	810

V. N. Moiseyev. *Titanium Alloys: Russian Aircraft and Aerospace Applications*. Ed. Taylor & Francis. Pág. 9

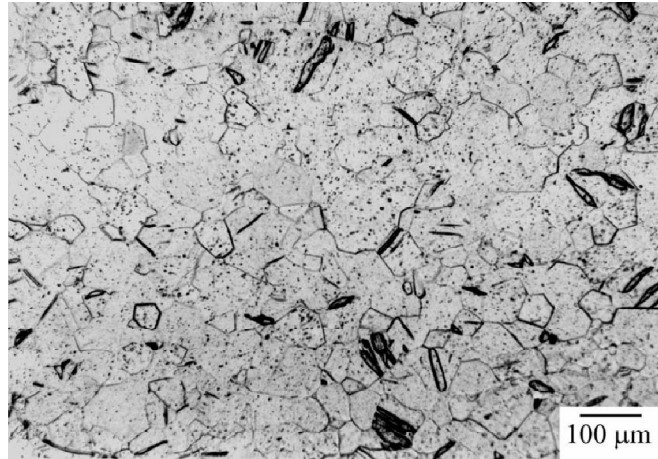
2.1.3. Microestructura de las aleaciones de titanio. Las aleaciones de titanio pueden presentar una amplia variedad de microestructuras dependiendo de la composición química, procesamiento y tratamiento térmico. Lo anterior es posible debido a que el titanio y sus aleaciones exhiben una amplia variedad de transformaciones de fase.

Algunas de esas transformaciones están relacionadas con transformaciones alotrópicas de la fase alfa a la fase beta, mientras que otras están relacionadas con reacciones de precipitación que contienen fases metaestables y en equilibrio que ocurren durante la descomposición de las fases metaestables alfa o beta. En estas aleaciones se forman estructuras muy complejas. Las transformaciones de fase y las microestructuras que resultan, son basadas en compuestos intermetálicos tales como, Ti_3Al , Ti_2AlNb y $TiAl$.

Además de las variaciones en la microestructura debido a las transformaciones de fase, también ocurren cambios morfológicos de las fases que constituyen la aleación, tales como, recristalización, esferoidización, etc. Algunas microestructuras de aleaciones comerciales son presentadas a continuación.

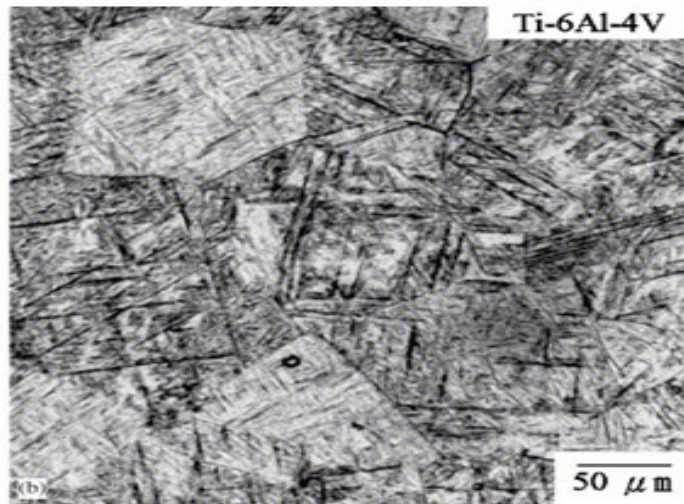
Las Figuras 2, 3 y 4 son ejemplos representativos de microestructuras de aleaciones de titanio α , $\alpha+\beta$, y β . Se muestra la microestructura axial α del titanio comercialmente puro, la estructura laminar tanto de $\alpha+\beta$, del $Ti6Al4V$ y la microestructura monofásica β , de la aleación $Ti13Nb13Zr$.

Figura 2. Titanio comercial, 675°C/1h/AC. Micrografía óptica mostrando granos equiaxiales α .



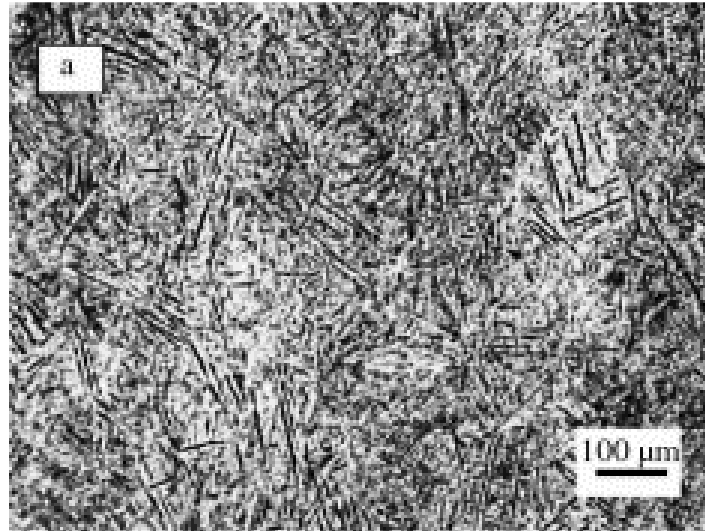
J. Vydehi. *Ti Alloys, An Atlas of Structures and Fracture Features*. Pág.19

Figura 3. Microestructuras $\alpha+\beta$, completamente laminar: Ti-6Al-4V



G. Lütjering, J. Williams. *Titanium*. Ed. Springer. Pág 204

Figura 4. Microestructura de la aleación β , Ti13Nb13Zr, tratamiento de solubilización, 760 °C/1 h, templado en agua.



www.redlib.cn/html/JinShuReChu_12299/XinXingYiYong21316954.htm

2.2. BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS ALEACIONES DE TITANIO

El titanio y sus aleaciones, presentan una excelente biocompatibilidad, debido a su buena resistencia a la corrosión en fluidos corporales y tolerancia a los tejidos. Otra importante ventaja de las aleaciones de titanio en aplicaciones biomédicas, frente al acero inoxidable y a las aleaciones base cobalto, aleaciones más utilizadas en este campo, es su bajo módulo de elasticidad y su baja densidad que permiten un comportamiento mecánico similar al hueso.

Para ciertas aplicaciones, como por ejemplo en implantes de cadera, el titanio puro no cumple con las características mecánicas necesarias como son alta resistencia mecánica y bajo módulo de elasticidad, por lo tanto se sustituye por aleaciones de titanio. Entre éstas aleaciones, la más empleada es Ti6Al4V, pero

debido a los efectos perjudiciales que genera debido a la presencia de Aluminio y Vanadio, se han desarrollado en los últimos años aleaciones alternativas como por ejemplo, Ti6Al7Nb y Ti13Nb13Zr.

La citotoxicidad de los elementos metálicos en implantes quirúrgicos ha sido estudiado por Steinemann [1]. Sus investigaciones han demostrado los efectos mutagénicos y genotóxicos del vanadio sobre las células, y la respuesta al encapsulamiento de tejidos, debido a la presencia de aluminio, mientras que otros elementos como el niobio o el platino muestran una excelente biocompatibilidad.

Otro estudios, han sugerido la posible conexión entre la presencia de aluminio y la enfermedad de Alzheimer. Kawahara también ha demostrado la baja toxicidad de diferentes elementos metálicos como el titanio, zirconio y tántalo [2].

La degradación del material se debe generalmente a una combinación de efectos electroquímicos como la corrosión y de efectos mecánicos. La fase inicial de contacto está relacionada con el fluido circundante a la aleación, ya sea sangre o saliva, produciéndose una adsorción del fluido hacia la superficie del implante.

Por una parte el cuerpo humano ejerce una influencia sobre el implante, provocando un cambio en sus características, y por otra, la presencia del implante provoca cambios en los tejidos circundantes, a través de procesos de inflamación [3].

En general, el titanio es uno de los pocos materiales que no induce la formación de tejidos fibrosos cuando es puesto en contacto con el hueso, por lo tanto permite que el hueso crezca por encima de la superficie del implante y llene poros que pudieron ser originados en el procedimiento de fijación del implante. Lo anterior constituye una ventaja significativa en implantes dentales.

2.3. APLICACIONES BIOMÉDICAS

2.3.1. Sistemas de fijación y de osteosíntesis. Los implantes ortopédicos se utilizan fundamentalmente para la sustitución de huesos, aunque existe un conjunto de implantes conocidos como sistemas de osteosíntesis cuya misión es la de reparar fracturas óseas. Existe una gran variedad de sistemas de osteosíntesis, entre ellos están las placas, los clavos-placa, los tornillos y los clavos intermedulares.

El material más utilizado para este tipo de aplicación es el acero inoxidable AISI 316L. Este material no ofrece tan buenas propiedades mecánicas, ni tan buena biocompatibilidad como la aleación Ti6Al4V. Pero debido a que los sistemas de osteosíntesis son implantados temporalmente, el acero AISI 316L es suficiente para este tipo de aplicaciones, además de su menor precio. La Figura 5, presenta un ejemplo de este tipo de implantes.

Figura 5. Ejemplo de una placa como implante de hueso, AISI 316L



G. Lütjering, J. Williams. *Titanium*. Ed. Springer. Pág 204

2.3.2. Prótesis ortopédicas. En este caso las prótesis sustituyen una articulación. La necesidad de su utilización radica en los problemas de artrosis articular que acaba impidiendo el movimiento normal de una articulación. Las prótesis de cadera mostrada en la Figura 6 y de rodilla son las de mayor aplicación, aunque existen también prótesis de hombro, codo, tobillo y muñeca.

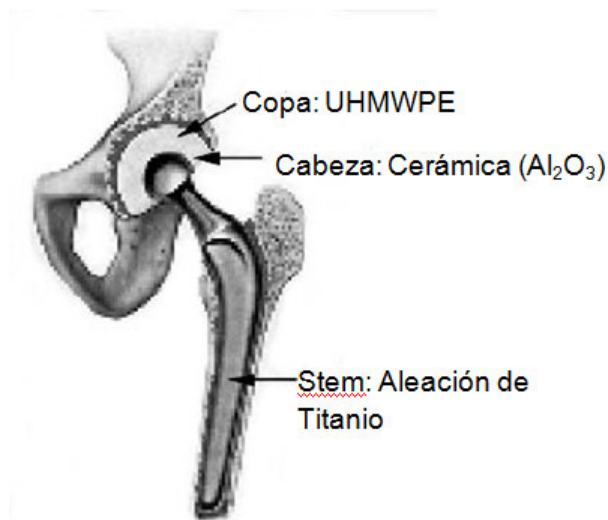
Para la fabricación de las prótesis de cadera se ha utilizado cemento óseo consistente en polimetilinetacrilato que fija tanto el vástago de la prótesis como la cúpula acetabular al hueso. Existen prótesis de aleaciones Cr-Co-Mo que presentan una excelente resistencia a la corrosión.

Sin embargo, en la actualidad se está utilizando con más frecuencia para este tipo de aplicación, la aleación Ti6Al4V, ya que ofrece un mejor potencial debido a sus

buenas características mecánicas, su resistencia a la corrosión y corrosión-fatiga, su baja densidad, y su relativamente bajo módulo de elasticidad. Su utilización es general en todos los demás tipos de prótesis articulares.

Es importante mencionar el posible potencial de la aleación Ti6Al7Nb. Esta aleación presenta propiedades y microestructura muy parecidas a la aleación Ti6Al4V, y solo puede considerarse que presenta una biocompatibilidad mejorada, debido a la presencia del elemento Nb.

Figura 6. Implante de cadera



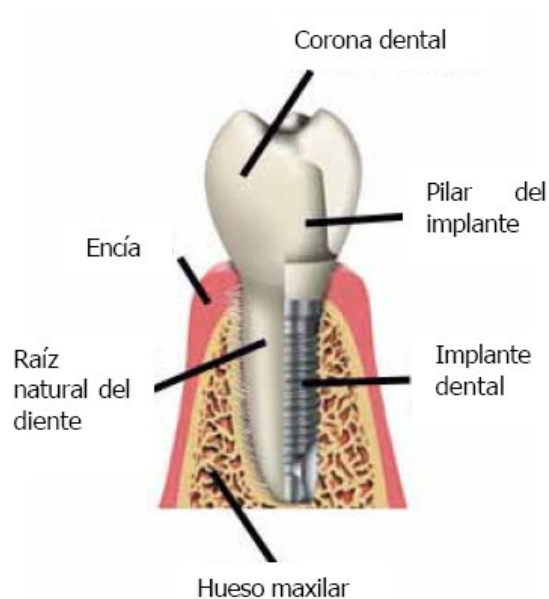
static.consumer.es/www/imgs/2006/10/cadera1.gif

2.3.3. Implantes dentales. Finalmente otro campo importante de aplicación son los implantes dentales. Son sustitutos artificiales de la raíz de los dientes naturales que se colocan dentro del hueso para reemplazar la raíz de los dientes que están

ausentes en la boca. Los dientes artificiales (prótesis) se fijan luego sobre estas nuevas raíces.

La Figura 7, muestra las partes que constituyen un implante dental. El implante propiamente, el pilar y la corona. El implante tiene la función de raíz dental y de soportar todos los esfuerzos mecánicos a los que se someta la corona sin aflojarse. El pilar es la parte del implante que sobresale del hueso donde se instala la corona dental. Finalmente, la corona es la pieza visible, de color blanco. Puede estar compuesta de una sola pieza o de varias coronas juntas. En tal caso es llamado puente.

Figura 7. Partes de un implante dental



www.atlantadentalimplant.com

Los implantes dentales se pueden dividir en dos tipos, los que dan soporte a la dentadura (implantes subperiostales) y los que substituyen a los dientes (implantes endóseos). En la actualidad se emplean implantes de titanio c.p. recubiertos con materiales bioactivos, como por ejemplo, la hidroxiapatita, para mejorar el proceso de adherencia entre el hueso y el implante. Otra aleación utilizada frecuentemente es Ti6Al4V por sus excelentes propiedades mecánicas.

Estos implantes deben tener una excelente biocompatibilidad asociada con una elevada resistencia a la corrosión, ya que la interacción del implante con las diversas sales y microorganismos presentes en la saliva pueden ser complejas. Además el pH presente en la boca puede oscilar desde valores inferiores a 4.5 hasta valores de 8, acentuándose la corrosión. El desprendimiento de elementos extraños como iones o productos de corrosión pueden dar lugar a diversas reacciones alérgicas [4].

Por otra parte los implantes dentales deben presentar una alta resistencia a la compresión y tenacidad, y una fijación viable entre el hueso alveolar y el tejido mucoso.

2.4. DESARROLLO DE NUEVAS ALEACIONES

En los últimos 10 años, un significativo esfuerzo se ha estado haciendo para desarrollar materiales para implantes que usen solo elementos de aleación biocompatibles, por ejemplo Nb, Ta, Zr y Mo. Además de su excelente biocompatibilidad, estas aleaciones contienen una alta concentración de elementos estabilizantes β que producen un módulo de elasticidad más bajo que las aleaciones $\alpha+\beta$. Los valores bajos de módulo son muy convenientes para

aplicaciones en implantes debido a que son más cercanos al bajo módulo del hueso (alrededor de 16 GPa). Una lista de aleaciones β de bajo módulo de elasticidad, desarrolladas para aplicaciones biomédicas es mostrada en la Tabla 2. Todas las aleaciones de la Tabla 2 pertenecen al grupo llamado aleaciones β altamente estabilizadas.

Tabla 2. Composiciones de las aleaciones β de bajo módulo, desarrolladas para aplicaciones biomédicas.

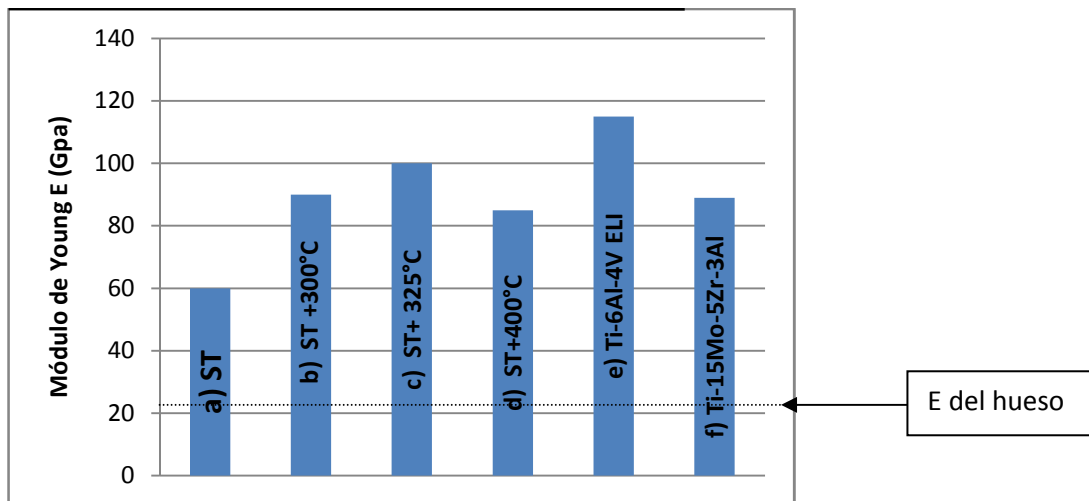
Composición	Norma ASTM	Tipo de Aleación
Ti-13Nb-13Zr	ASTM F1713	Aleación β
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	ASTM F1813	Aleación β
Ti-15Mo	ASTM F2066	Aleación β
Ti-16Nb-10Hf	-	Aleación β
Ti-15Mo-5Zr-3Al	-	Aleación β
Ti-15Mo-2.8Nb-0.2Si-0.26 O	-	Aleación β
Ti-35Nb-7Zr-5Ta	-	Aleación β
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	-	Aleación β

G. Lütjering, J. Williams. *Titanium*. Ed. Springer. Pág. 411

De las aleaciones mostradas en la Tabla 2, la aleación Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr (también llamada TNTZ) ha sido investigada en detalle y promete ser una adecuada aleación para aplicaciones biomédicas. El módulo de elasticidad de esta aleación es alrededor de 60 GPa en la condición no envejecida, Figura 8. El

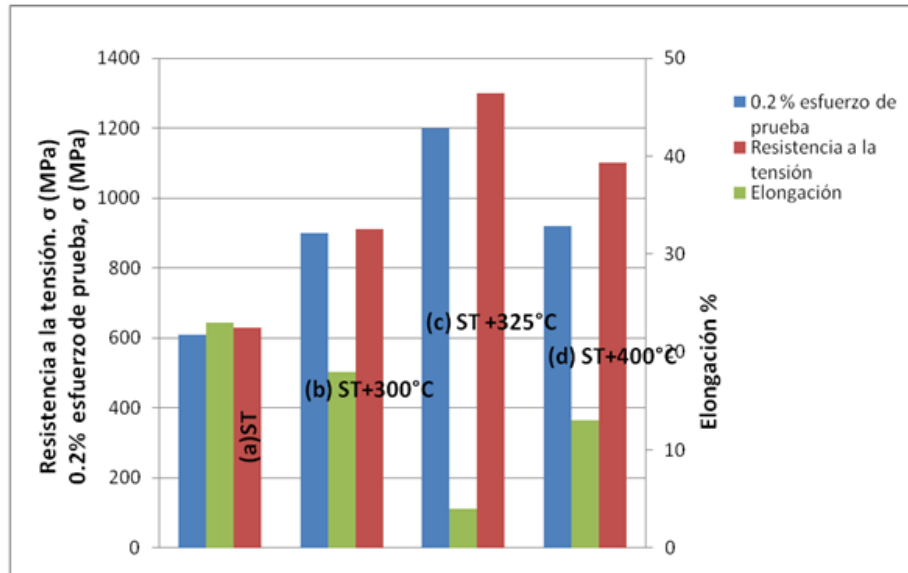
esfuerzo de fluencia en la condición β metaestable tiene un valor relativamente bajo de 600 MPa, Figura 9 y este valor puede no ser suficiente para aplicaciones en las que se soporten grandes cargas. La resistencia puede ser incrementada ya sea por deformación en frío o por envejecido. El efecto del envejecido (72 h at 300 °C, 325 °C, 400 °C) es mostrado en las Figuras 8 y 9. Envejeciendo a 300 °C y 325 °C se está en el campo de fases ($\beta+\omega$), la fase omega ω , es formada generalmente con enfriamiento lento desde la temperatura de transición beta, y no es recomendada debido a problemas de ductilidad y nucleación de grietas de fatiga. Envejeciendo a 400 °C se obtienen precipitados α que le confieren una buena relación de propiedades mecánicas a la aleación, 85 GPa para E y alrededor de 900 MPa para $\sigma_{0.2}$ con una elongación en tensión del 15%, Figura 9.

Figura 8. Módulo de elasticidad de TNTZ (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr) en condición sin envejecer (a); después de envejecer por 72h a 300 °C (b); 325 °C (c); 400 °C (d); Ti-6Al-4V (e); Ti-15Mo-5Zr-3Al (f); ST: tratamiento de solubilización.



G. Lütjering, J. Williams. *Titanium*. Ed. Springer. Pág. 42

Figura 9. Propiedades a tensión de TNTZ (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr) en condición no envejecida (a) y después de envejecer por 72 h a 300 °C (b), 325 °C (c), y 400 °C (d); ST: tratamiento de solubilización



G. Lütjering, J. Williams. *Titanium*. Ed. Springer. Pág. 412

Una de las preocupaciones para implementar el uso comercial del Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr como aleación comercial, es su tiempo de envejecido prolongado, 72 h a 400 °C. Lo anterior podría ser evitado, usando dos etapas en el envejecido. Primero, un pre-envejecido en el campo de fase ($\beta+\omega$) para nuclear en ω y después un segundo envejecido para tiempos más cortos a 400 °C, podría ser usado para alcanzar el valor de esfuerzo de fluencia deseado.

Se ha demostrado que las mejores aleaciones que cumplen los requerimientos tanto de bajo módulo de elasticidad como presencia de elementos no tóxicos, son las aleaciones Ti-Nb-Zr [6]. El Niobio presente en esas aleaciones, un conocido β estabilizante, reduce el módulo de elasticidad. Además, la presencia de fase β en

la microestructura, le confiere ductilidad a la aleación debido a que presenta estructura BCC con respecto a la estructura HCP de la fase α , además permite que la aleación pueda ser tratada térmicamente posteriormente, para incrementar su resistencia.

La adición de Zirconio resulta en un alto nivel de biocompatibilidad con la sangre, cuando las aleaciones son usadas en implantes cardiovasculares y conlleva a una mejor resistencia a la corrosión debido a la formación de una capa de óxido estable.

Aunque las aleaciones Ti-Nb-Zr son un buen sustituto para la fabricación de implantes, la selección de una cantidad óptima de Nb y Zr en la aleación es esencial para optimizar la resistencia y el módulo de elasticidad.

3. METODOLOGIA EXPERIMENTAL

3.1. DISEÑO DE EXPERIMENTOS

El diseño de experimentos es usado, para estudiar varios factores y el efecto que estos tienen sobre una respuesta. Cuando se tienen diversos elementos, estos se designan por la letra k, donde cada uno tiene dos niveles. Estos niveles pueden ser de tipo cuantitativo como en nuestro caso, en donde se estudia la liberación de iones y el cambio en las propiedades mecánicas.

La única variable que se tomó en cuenta fue el tiempo, mientras lo demás se consideró constante en el sistema, resultando finalmente 2^1 , es decir, 2 tomas con una repetición al centro, para tener finalmente 3 tomas de datos. Se estableció previamente un intervalo de tiempo de 120 días (4 meses), como un tiempo aceptable para la realización de las pruebas, basándose en el tiempo mínimo que estipula la *FDA (Food and Drugs Administration)*, correspondiente a 3 meses para el desarrollo de ensayos de biocompatibilidad.

Considerando 120 días como tiempo máximo, se determinó que la primera muestra se retiraría a los 60 días, asumiendo la repetición al centro a los 90 días de exposición. Las muestras fueron retiradas durante cada período de tiempo con el objetivo de determinar la cantidad de iones liberados de la aleación y el efecto de la solución de saliva artificial sobre sus propiedades mecánicas.

3.2. MATERIAL

La aleación de titanio fue suministrada por la compañía *ATI Wah Chang (Allegheny Technologies USA)* en forma de barras cilíndricas de 32 mm de diámetro y 102 mm de longitud. La composición química reportada se muestra a continuación:

Tabla 3. Composición química de la aleación Tiadyne™.

Componente	% atómico
Nb	7,8
O ₂	0,01
Zr	24,47
Ti	67,72

MatWeb, The Online Materials Database, ATI Wah Chang Tiadyne™ 3510, 2007©

3.3. ENSAYOS

Los ensayos realizados fueron: análisis metalográfico, dureza, compresión, flexión y torsión. Así como pruebas de biodegradación a 60, 90 y 120 días. Los ensayos mecánicos se efectuaron a una temperatura de 22 °C, este valor fue verificado para garantizar la repetitividad en los ensayos y se realizaron en muestra, contramuestra y testigo. Los ensayos de compresión y flexión fueron realizados en una Máquina de Ensayos Universal Tinius Olsen modelo H25KS equipada con una celda de carga de 25kN. La máquina cuenta con el software QMat para el análisis posterior de los resultados.

3.3.1. Análisis Metalográfico. El corte de las probetas para preparación y análisis metalográfico se realizó en un torno a una velocidad de 1100 rpm, se obtuvieron

discos de 32 mm de diámetro y 3 mm de espesor.

Las probetas fueron preparadas usando técnicas metalográficas estándar siguiendo la norma ASTM E3- 01 *Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens*. El desbaste se realizó inicialmente con papel abrasivo SiC de 240, 320, 400 y 600 seguido de pulido fino con alúmina de 5, 3, 1 y 0.05 μm .

Las probetas fueron atacadas usando reactivo Kroll's (100 ml de agua destilada, 5 ml HNO_3 y 3 ml de HF), con el propósito de revelar la microestructura por un tiempo de 7 segundos. Las imágenes ópticas antes y después del ataque, fueron obtenidas con un video microscopio digital 3D Hirox® KH-7700.

3.3.2. Dureza. Se llevó a cabo la determinación de la dureza y microdureza del material siguiendo la norma ASTM E 384-99 *Standard Test Method for Microindentation Hardness of Materials*. La superficie sobre la cual se realizó la indentación fue preparada mediante pulido mecánico utilizando lija de carburo de silicio #600. La determinación de la dureza se efectuó con un durómetro marca Wilson utilizando cono de punta de diamante y aplicando precarga de 10 kgf y carga de 60 kgf, tomando previamente los valores de dureza con bloques patrón de acero, para verificar la calibración del equipo, posteriormente registrando los datos de dureza en escala Rockwell A, con una precisión de ± 0.5 . Los valores de microdureza fueron determinados mediante un microdurómetro marca Carl Zeiss empleando una fuerza de 200 gf, en escala Vickers, con una precisión de ± 0.1 , habiendo revisado que el equipo se encontrara calibrado, utilizando bloques patrón de acero.

Se realizaron 6 indentaciones tanto para dureza como para microdureza y posteriormente se promedió con el fin de reportar solo un dato.

3.3.3. Ensayo de Compresión. Este tipo de ensayo se realizó con el fin de determinar propiedades tales como módulo de elasticidad, punto de fluencia y resistencia máxima a la compresión del material siguiendo la norma ASTM E9 - 89a (Reapproved 2000) *Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature*.

Las dimensiones de las probetas se calcularon con base a lo estipulado en la norma anteriormente mencionada para probetas sólidas cilíndricas. Se utilizó inicialmente la relación:

$$L/D = 2 \quad (1) \text{ ASTM E9}$$

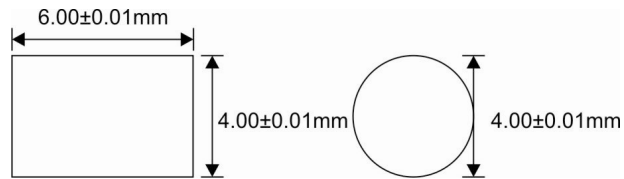
L: Altura, D: diámetro.

El diámetro inicial fue 5 mm resultando en una altura de 10 mm. Aprovechando la flexibilidad de la norma en cuanto a las dimensiones de las probetas y con el fin de garantizar que no existiera pandeo y por lo tanto resultados erróneos, se determinó una nueva relación basada en la resistencia máxima teórica del material, máxima carga permisible de la máquina de ensayos a utilizar y finalmente similitud al tamaño promedio de los implantes. La relación fue la siguiente:

$$L/D = 1.5 \quad (2) \text{ Autores}$$

Las dimensiones finales con la corrección fueron: $D = 4 \text{ mm}$, resultando en $L = 6 \text{ mm}$. Las probetas fueron fabricadas con un Torno de Control Numérico (CNC) para garantizar caras completamente paralelas. La precisión de las medidas fue $\pm 0.01 \text{ mm}$.

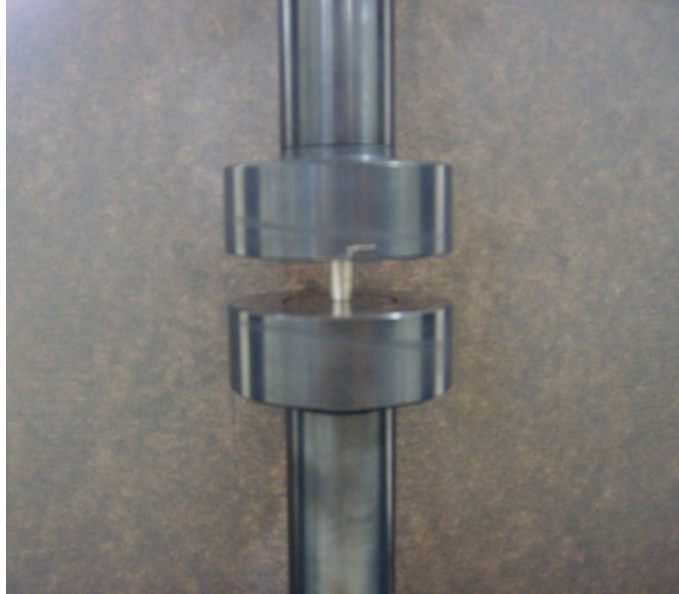
Figura 10. Dimensiones finales de las probetas para compresión.



Norma ASTM E3 – 01 *Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature*

El montaje se realizó ubicando la probeta entre los dos platos paralelos de la máquina de ensayos universales y asegurando que la carga aplicada fuera axial y concéntrica. La ubicación de la probeta se muestra a continuación:

Figura 11. Disposición de la probeta de compresión en la máquina de ensayos universales



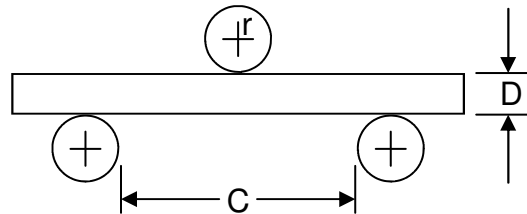
Fuente

La velocidad del ensayo de compresión fue determinada con la norma ASTM E 9 - 89a (Reapproved 2000) *Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature*, que se basa en la velocidad de deformación del material (0.005 min^{-1}). Para una probeta de 6 mm de longitud, resulta en una velocidad de 0.03 mm/min.

3.3.4. Flexión. Las propiedades a evaluar fueron módulo en flexión y resistencia máxima a la flexión. Las dimensiones de las probetas a ensayar se determinaron en base a la norma ASTM E 290 - 97a (Reapproved 2004) *Standard Test Methods for Bend Testing of Material for Ductility* en lo concerniente a flexión en tres puntos. La distancia entre apoyos se determinó con la siguiente ecuación:

$$C = 2r + 3D \pm \frac{D}{2} \quad (3)$$

Figura 12. Distancia mínima entre apoyos

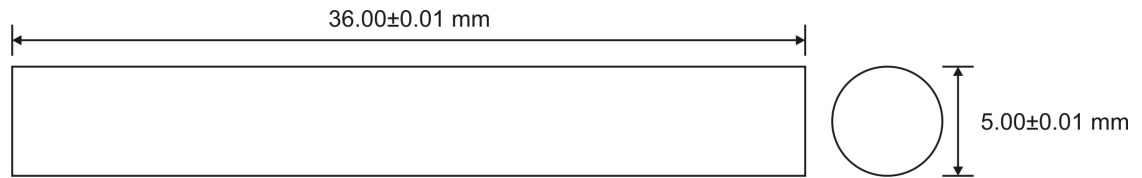


ASTM E 290 - 97a (Reapproved 2004) *Standard Test Methods for Bend Testing of Material for Ductility*

Donde C es la distancia mínima entre apoyos, r es el radio del punzón, y D es el diámetro de la probeta, como se muestra en la Figura 12. Se utilizó un diámetro de 5 ± 0.01 mm como aproximación al diámetro real de los implantes dentales, el radio del punzón utilizado fue 1.5 mm, resultando en una distancia mínima entre apoyos de 18 ± 2.5 mm.

Con el fin de lograr una mayor estabilidad en las bases de la probeta y por lo tanto eliminar el desplazamiento, se consideró para el diseño de las probetas, tomar una longitud total de las probetas de 36 ± 0.01 mm, tomando como base el diámetro de 5 mm, que corresponde a las dimensiones de un implante de diente.

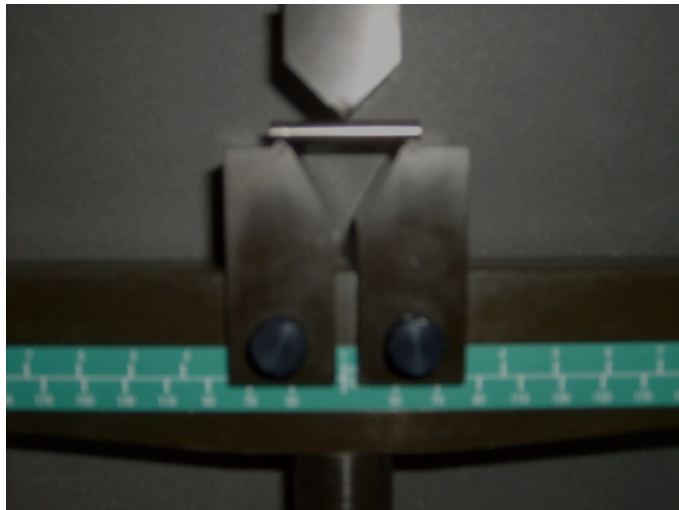
Figura 13. Dimensiones de las probetas de flexión



ASTM E 290 - 97a (Reapproved 2004) *Standard Test Methods for Bend Testing of Material for Ductility*

El montaje del dispositivo de flexión y la probeta en la Máquina de Ensayos Universales se ilustra a continuación:

Figura 14. Disposición de la probeta de flexión en la máquina de ensayos universales



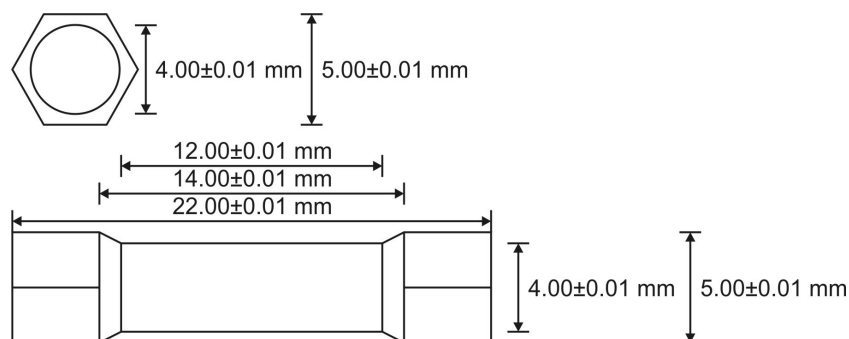
Fuente

La norma no establece una velocidad específica para el ensayo, simplemente resalta la importancia de que se realice a una velocidad que garantice la seguridad del personal. La velocidad para el ensayo de flexión fue la misma utilizada en el ensayo de compresión, 0.03 mm/min.

3.3.5. Torsión. El objetivo del ensayo de torsión fue medir el máximo torque que resiste el material sin llegar a la ruptura, con el fin de determinar si es viable su fijación como implante en los pacientes considerando el valor del torque de fijación que generalmente se aplica. Los ensayos se realizaron con un torcómetro digital, Modelo DSW-20 con copa 3/8", capacidad 0.3- 20 N-m.

No existe una norma específica en lo que respecta a la definición de las dimensiones de las probetas para torsión. Las dimensiones se asumieron similares a las dimensiones de los implantes dentales, fueron maquinadas con cabeza hexagonal de tal forma que se acoplaran a copas de la misma forma.

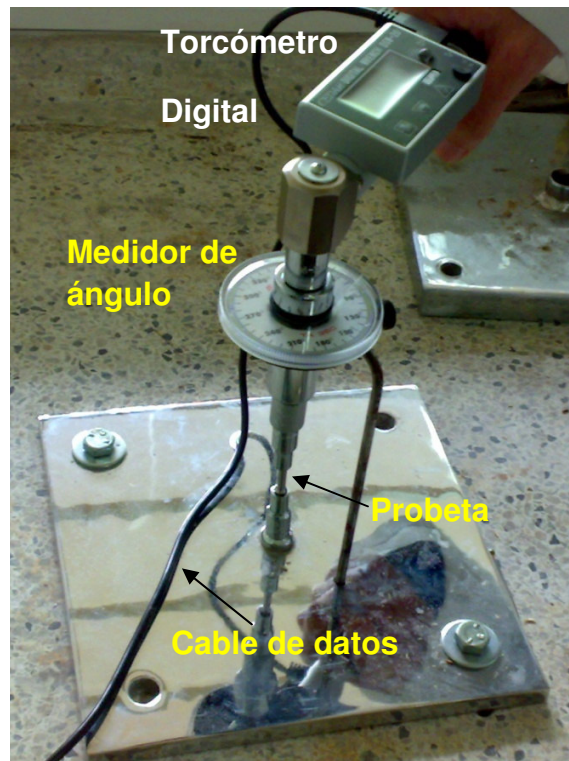
Figura 15. Dimensiones de las probetas de torsión



Autores

Las probetas fueron fijadas a dos copas hexagonales, una fija en una placa y la otra conectada al torcómetro. Además se dispuso de un medidor de ángulo, para conocer el ángulo de ruptura en torsión del material.

Figura 16. Montaje del sistema de torsión



Autores

El ensayo de torsión fue realizado aplicando la carga manualmente de la manera más uniforme posible, verificando la velocidad del ensayo mediante mediciones del ángulo y del tiempo empleado con el fin de reproducir las mismas condiciones para todos los ensayos.

El módulo de rigidez se calculó mediante la fórmula [7]:

$$G = \frac{MtL}{J\theta} \quad (4)$$

Donde:

Mt: Momento torsor, N m

L: Longitud de prueba, m

J: Momento polar de inercia, para una probeta cilíndrica sólida, $J = \pi D^4/32$, m⁴

θ : Angulo de torsión, radianes

La fórmula utilizada para calcular el módulo de ruptura o esfuerzo cortante máximo para una probeta cilíndrica, fue la siguiente:

$$\tau_u = \frac{3M_{max}}{2\pi a^3} \quad (5)$$

Donde:

2a: diámetro de la probeta

3.4. PRUEBAS DE BIODEGRADACIÓN

El grado de disolución de la aleación y el efecto sobre las propiedades mecánicas,

se evaluó por medio de la construcción de un sistema en el cual las probetas maquinadas tanto para compresión, flexión y torsión fueron expuestas a un fluido de saliva artificial, ya que este es el fluido principal en la boca.

Tabla 4. Composición química de la Saliva Artificial

Elemento	Concentración (g L⁻¹)
NaCl	0.4
KCl	0.4
CaCl ₂ .H ₂ O	0.79
NaH ₂ PO ₄ .H ₂ O	0.69
Na ₂ S.9H ₂ O	0.005
Urea	1.0
pH	6.9

MARINO, Caludia E.; MASCARO Lucia H.. *EIS characterization of aTi-dental implantin artificial saliva media: dissolution process of the oxide barrier*. Curitiba, PR, BRAZIL: Journal of Electroanalytical Chemistry 568 (2004). Págs. 115–120.

3.4.1. Montaje del sistema. Las probetas de la aleación se situaron de forma vertical al interior de una celda especialmente construida y conteniendo la saliva simulada, con el fin de garantizar que no existiera contacto entre ellas y que el fluido cubriera totalmente la longitud de las probetas.

Figura 17. Disposición de las probetas en la celda conteniendo la solución de saliva simulada.



Fuente

Se adecuaron en total 27 probetas, distribuidas de la siguiente manera: 9 probetas para ensayos de torsión, 9 probetas para compresión y 9 probetas para pruebas de flexión. Las primeras muestras de la aleación de titanio, 3 probetas de compresión, 3 probetas de flexión y 3 probetas de torsión, fueron retiradas a los 60 días de inmersión. Las restantes muestras permanecieron por 90 y 120 días retirándose el mismo número de probetas y la misma descripción en cada período de tiempo. Posteriormente se llevaron a cabo ensayos mecánicos para cada probeta con el fin de evaluar el efecto de la solución en las propiedades mecánicas y se realizaron pruebas de absorción atómica a la solución de saliva artificial en cada período de tiempo para determinar el grado de disolución de la aleación.

El montaje del sistema consistió de un recipiente cerámico adecuado con un

serpentín de acero inoxidable en cuyo interior se dispuso la celda conteniendo la solución de saliva artificial. Este serpentín es alimentado por un baño termostataado cuya función es mantener la temperatura constante de 37 °C es decir la temperatura corporal, la cual fue continuamente medida con un termómetro de precisión ± 0.1 °C en la solución de saliva artificial.

Figura 18. Montaje del sistema para mantener la temperatura de la solución

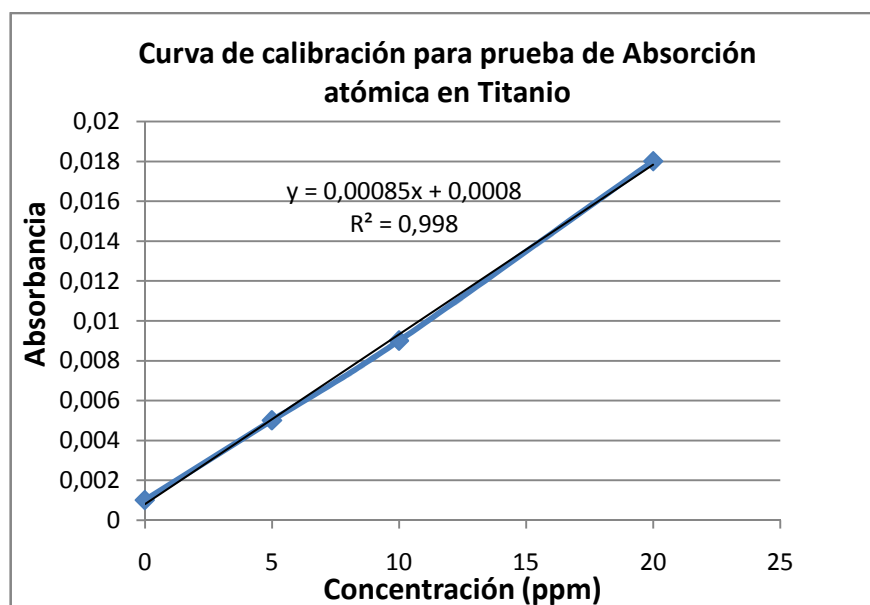


Autores

3.4.2. Absorción atómica. Con el objetivo de determinar la cantidad de Titanio, liberado de la aleación en la solución de saliva artificial, se empleó la técnica de absorción atómica. Se utilizó un Espectrómetro de Absorción Atómica PERKIN-ELMER Modelo 2380, propiedad del Grupo de investigación en Minerales, Biohidrometalurgia y Ambiente (GIMBA-UIS). Para la calibración del ensayo se utilizó un valor de dilución de 1, debido a que se esperaban valores de concentración mínimos. En la Figura 19 se expone la curva de calibración

obtenida en la solución de saliva artificial.

Figura 19. Curva de calibración para la lectura de concentración de Titanio por absorción atómica realizadas sobre muestras de solución de saliva artificial después de la exposición de Tiadyne™



Grupo de investigación en Minerales, Biohidrometalurgia y Ambiente (GIMBA)-UIS

3.4.3. Espectroscopía de Emisión Atómica con Plasma Inducido por Laser (ICP-AES). Para establecer si la aleación sufre alguna degradación durante su exposición en saliva artificial, se utilizó la técnica de (ICP-AES). Esta técnica consiste de una fuente de plasma en la cual la energía es suministrada por emisión de radiofrecuencia producida por inducción electromagnética, es decir campos magnéticos variando en el tiempo.

El ICP-AES es usado para el análisis de la mayoría de elementos de la tabla periódica, a partir del conocimiento de la longitud de onda emitidos del elemento a analizar. Se utilizó el Sistema de Plasma generado por acoplamiento inductivo (ICP) marca Plasma Therm Inc. propiedad del Laboratorio de Espectroscopía Atómica y Molecular de la Universidad Industrial de Santander, (LEAM-UIS). La sensibilidad de esta técnica es 0.6-1.5 ppb y a diferencia del ensayo anterior, permitió el análisis de los elementos Nb y Zr.

Figura 20. Espectrómetro de Emisión



Laboratorio de Espectroscopía Atómica y Molecular. UIS

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

4.1. ANÁLISIS METALOGRÁFICO

La aleación presenta antes del ataque una estructura “acicular” o martensita aparente, como se muestra en la Figura 21. Este tipo de estructura es producida durante el proceso de preparación normal de las probetas, es decir, durante el pulido mecánico. Lo anterior se explica debido a que las aleaciones de titanio son bastante susceptibles a formar estructuras falsas durante la preparación de las probetas [6], un pulido mecánico cuidadoso o pulido electroquímico elimina este tipo de estructuras. La Figura 22 presenta la estructura antes del ataque, utilizando una presión menor en el pulido mecánico, para no inducir deformación y sin presencia de martensita falsa.

Figura 21. Estructura martensítica falsa antes del ataque de la probeta. 700X

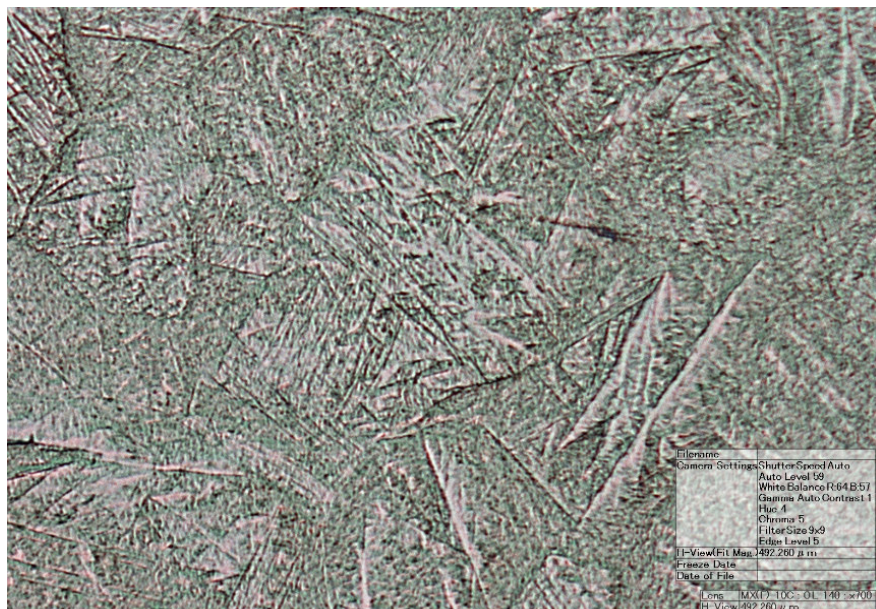
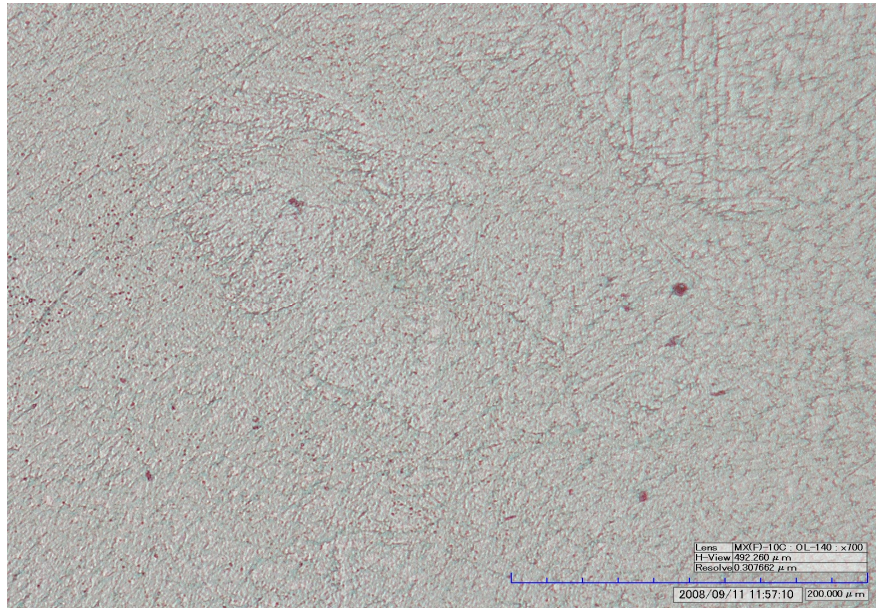


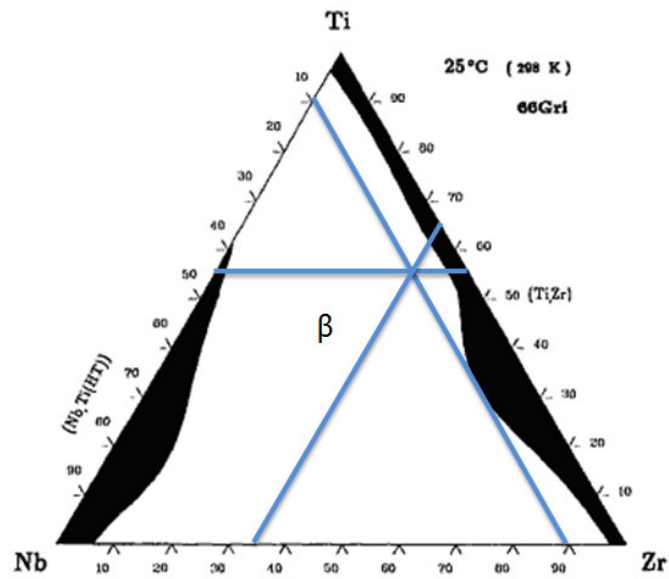
Figura 22. Estructura antes del ataque sin presencia de martensita falsa. 700X



El ataque de las probetas reveló una microestructura que consta de granos de fase beta β de diámetro promedio 121.8 μm (Tamaño de grano N° 3 [8]) como matriz de la aleación y fase alfa α en una alta fracción como precipitados en forma de placas muy finas e irregulares, que le confieren una alta resistencia a la aleación. Estos precipitados probablemente son ricos en oxígeno. El oxígeno estabiliza la fase alfa y le confiere cierta resistencia a las aleaciones de titanio [9], el Nb posee una alta afinidad por el oxígeno. Es posible que estos precipitados sean más ricos en Nb y oxígeno comparado con la matriz del material.

Las fases que componen la aleación Tiadyne™ se comprueban mediante el diagrama de fases ternario para el sistema Ti-Nb-Zr, teniendo en cuenta la composición de la aleación en porcentaje atómico, Figura 23.

Figura 23. Diagramas de fases ternario para el sistema Ti-Nb-Zr.



Handbook of Ternary Alloy Phase Diagrams. ASM International, 1995.

Se observa una zona oscura correspondiente a la fase alfa y una zona clara correspondiente a la fase beta. La composición de la aleación se encuentra principalmente en el campo de fase beta, con alguna probabilidad de encontrar fase alfa. De lo anterior, se explica la presencia de algunos precipitados alfa encontrados en la microestructura de la aleación.

Figura 24. Microestructura de la aleación Tiadyne™, Sección transversal. 280X. Microscopía óptica. Ataque: Reactivo Kroll's

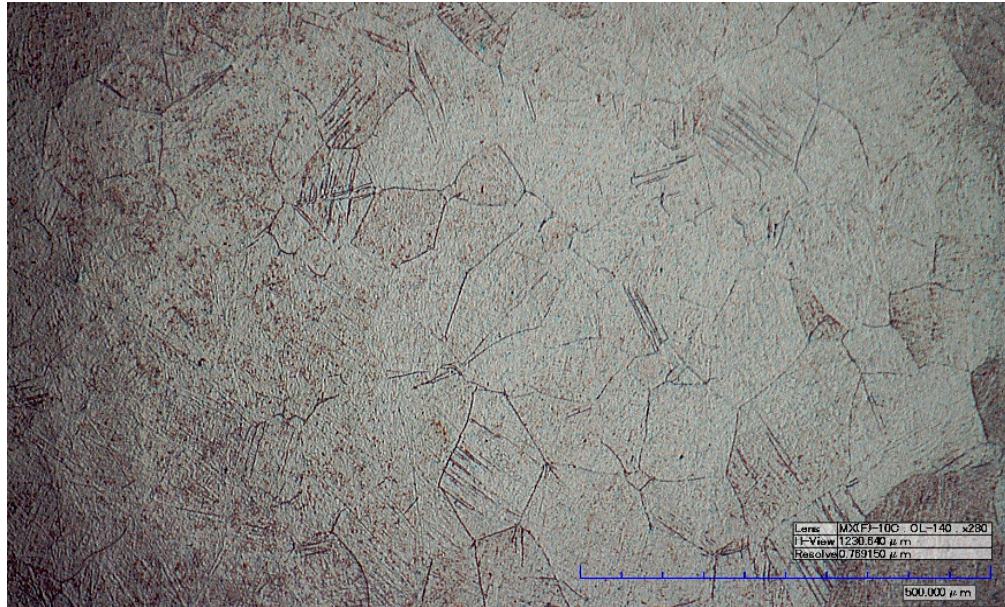
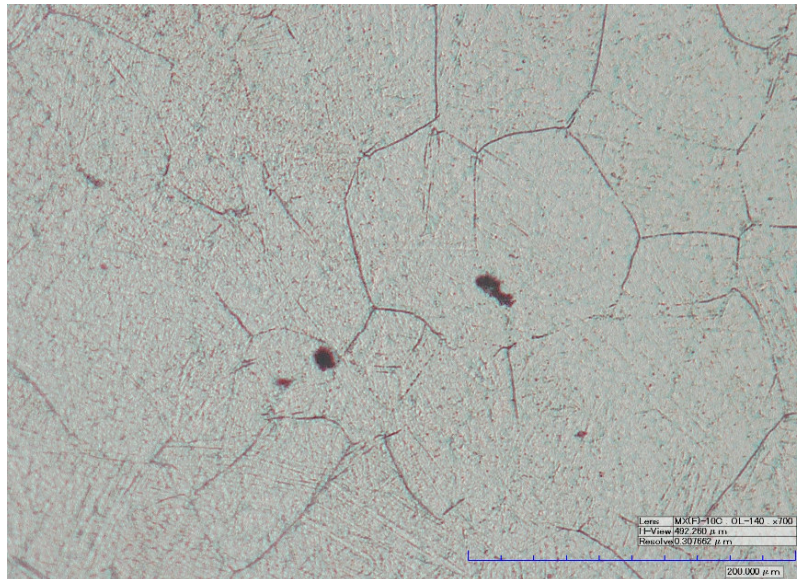


Figura 25. Detalle de los precipitados. Sección transversal. 700X. Ataque: Reactivo Kroll's



La fase beta (fase matriz) es más dúctil que la fase alfa, debido a que presenta una estructura cristalina cúbica centrada en el cuerpo (BCC) comparada con la estructura hexagonal compacta (HCP) de la fase alfa, lo anterior permite que la aleación sea fácilmente mecanizable para la fabricación de implantes dentales. Otra ventaja de la presencia de fase beta en la aleación, es que le confiere un bajo módulo de elasticidad, debido a que su estructura cristalina BCC es más dúctil resultado de una mayor cantidad de sistemas de deslizamientos, 12; comparados con los 6 sistemas de deslizamiento de la estructura cristalina HCP de la fase alfa.

4.2. ENSAYOS MECÁNICOS

Las pruebas mecánicas antes y después de la exposición del material a la solución de saliva artificial y el cálculo del módulo de elasticidad para cada caso, son reportadas en el anexo A, B, C y D. En general, las propiedades mecánicas en cada modo de carga, compresión, flexión y torsión se conservaron para cada período de exposición en la solución de saliva artificial.

4.2.1. Ensayo de Dureza. En la Tabla 5 y 6 se reportan las medidas correspondientes a la muestra en condición que se recibió.

Tabla 5. Valores promedio de dureza del material.

Medición	HRA ±0,5	HRC ±0,5	HV ±0,1
1	61,5	22,0	250,0
2	62,5	24,0	263,0
3	62,0	23,0	256,0
4	61,5	22,0	250,0
Promedio	61,9	22,8	254,8

Los valores fueron obtenidos en escala Rockwell A y se utilizaron las escalas Rockwell C y Vickers a modo comparativo.

Tabla 6. Valores promedios de microdureza del material.

Medición	Diagonal (μm)	Vickers (100 gf) ±0,1
1	27	254,0
2	25	297,0
3	27	254,0
4	26	274,0
Promedio		269,8

Los valores tanto de dureza como de microdureza permiten clasificar el material como un material blando, considerando que estos valores en la escala Rockwell C,

se encuentran en el rango de 22-24 HRC (250-263 HV), inferior al de la aleación más utilizada en implantes Ti6Al4V, 350 HV y a la aleación patentada Ti13Nb13Zr, 300 HV [10]. Lo anterior facilitaría el maquinado de la aleación para la fabricación de implantes dentales.

4.2.2. Ensayo de Compresión. Los ensayos muestran los siguientes resultados:

Figura 26. Comparación de las propiedades mecánicas en compresión antes y después de exposición en saliva artificial.

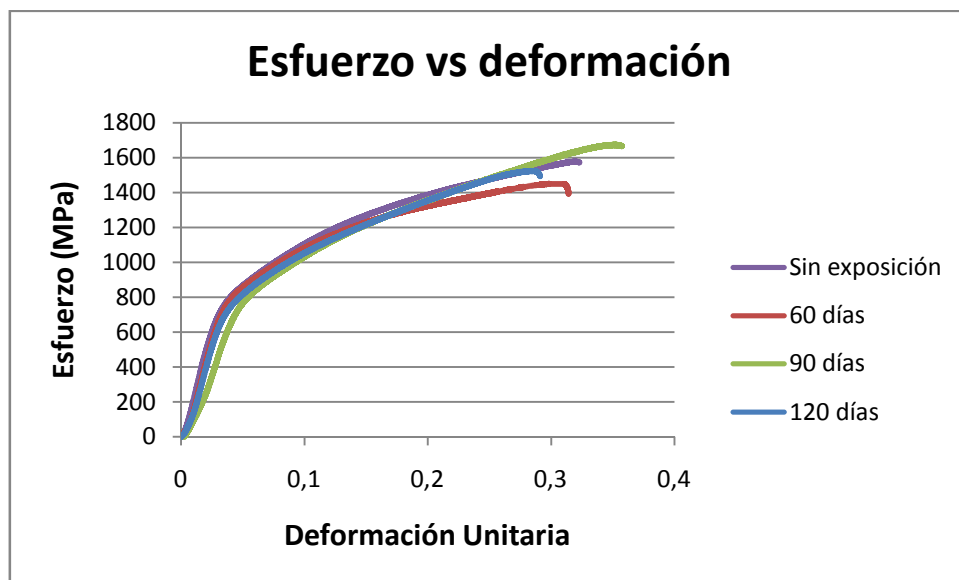


Tabla 7. Valores promedio de las propiedades mecánicas en compresión antes y después de exposición en saliva artificial.

Muestra	Módulo de Elasticidad (GPa)	% Desviación	Punto de Fluencia (MPa)	% Desviación	Resistencia a la Compresión (MPa)	% Desviación
Sin exposición	24,42	3,7	620,77	1,9	1543,3	0,2
60 días	27,24	7,5	660,95	4,5	1511,46	2,2
90 días	23,01	9,2	628,29	0,7	1580,98	2,3
120 días	26,73	5,4	620,74	1,9	1548,15	0,1

El análisis de las curvas esfuerzo versus deformación obtenidas, muestran niveles de esfuerzo de fluencia elevados, alrededor de los 600 MPa y una alta resistencia a la compresión, superior a 1500 MPa, comparada con la del Ti6Al4V, 860 MPa [11] y Ti13Nb13Zr, 1030 MPa [12]. Estas propiedades se mantuvieron casi constantes en el material expuesto a la solución de saliva artificial durante los 60, 90 y 120 días de inmersión.

Los resultados muestran que no existen diferencias apreciables en la respuesta mecánica en compresión por efecto de la exposición a la solución de saliva artificial. Las variaciones se encuentran dentro de lo que se considera desviación normal de un ensayo mecánico.

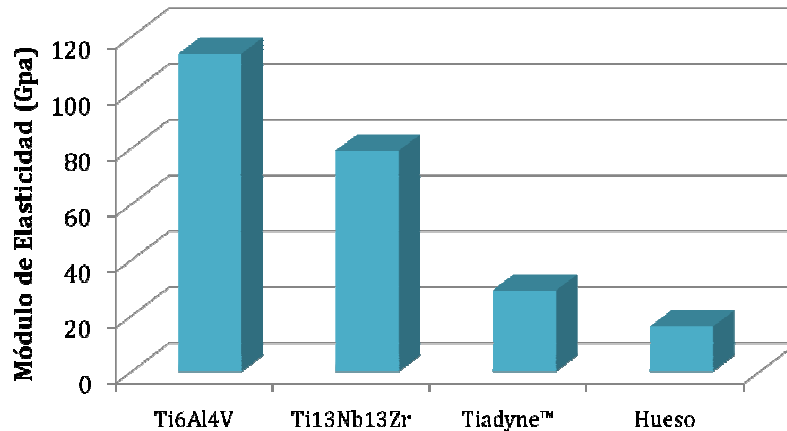
De la gráfica esfuerzo versus deformación, se observa que el material se deforma plásticamente en un alto porcentaje, por lo tanto presenta un comportamiento dúctil, que combinado con su buena resistencia a la compresión, minimiza la

posibilidad de falla del material. Otro parámetro mecánico importante para la selección de un material como implante, es el valor del módulo de elasticidad [13]. Se observa de la Tabla 7 que el valor máximo del módulo de elasticidad es 26 GPa, muy cercano al valor del módulo del hueso, 16 GPa [14], con respecto a las aleaciones tradicionales para implantes, como el Ti6Al4V y el Ti13Nb13Zr. Lo anterior minimiza sustancialmente el fenómeno conocido como osteopenia (Stress Shielding), en el que siendo la prótesis más rígida que el hueso, ésta actúa como un escudo, el hueso al no recibir carga, acaba perdiendo masa ósea por resorción (absorción de las materias secretadas por un tejido diferente del que las excretó [15]), y se convierte en lo que se llama “hueso perezoso”.

El bajo valor del módulo de elasticidad de la aleación Tiadyne™ contrasta con el elevado módulo de la aleación de titanio más empleada en la fabricación de implantes dentales, Ti6Al4V (113.8 GPa [11]) y con respecto a la aleación patentada Ti13Nb13Zr (79 GPa [16]). La Figura 27 muestra de manera comparativa, los valores de los módulos de elasticidad de estos materiales con respecto al módulo del hueso.

Las propiedades mecánicas del material, especialmente su buena resistencia a la compresión, permite que los implantes sean fabricados de un menor tamaño al tamaño convencional de los implantes. Lo anterior es una gran ventaja, debido a que se supera la limitación de fabricar implantes dentales muy grandes para alcanzar los requerimientos mecánicos necesarios.

Figura 27. Comparación del módulo de elasticidad con respecto al valor del módulo del hueso de algunas aleaciones de titanio utilizadas como implante.



Ti6Al4V. MatWeb. Material Property Data. *Titanium Alloy. (Ti-6Al-4V, ASTM Grade 5)*. [<http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=d54db3927418407c9fe43e1355401054>]

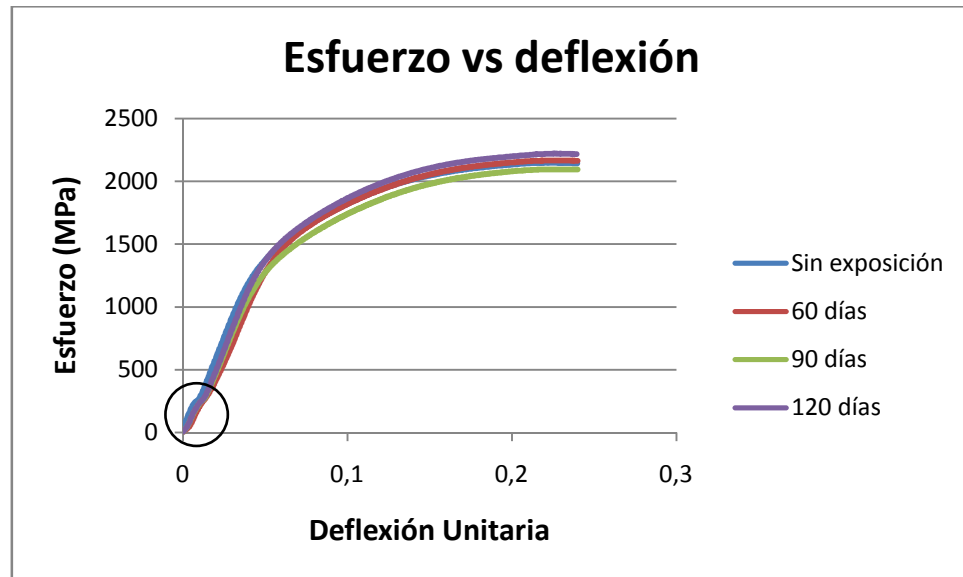
Ti13Nb13Zr. Norma ASTM F1713-03 *Standard Specification for Wrought Titanium-13Niobium-13Zirconium Alloy for Surgical Implant Applications* (UNS R58130)

Tiadyne™. Fuente

Hueso. *Avances en Odontoestomatología*. ISSN 0213-1285. Ediciones Avances, S.L., 2009

4.2.3. Ensayo de Flexión. Las probetas de Tiadyne™ ensayadas en flexión presentaron una respuesta mecánica similar en cada período de tiempo de exposición, como se muestra en la Figura 28.

Figura 28. Comparación de las propiedades mecánicas en flexión antes y después de exposición en saliva artificial.



Se observa un “salto” en la región inicial de las curvas, resultado de una deformación inicial en el material. Esta deformación es debido a la diferencia significativa de durezas entre el punzón (60-62 HRC) [17] y la aleación estudiada (22-24 HRC), produciendo indentación en esta aleación, lo que causa un endurecimiento localizado que aumenta considerablemente la fuerza necesaria para continuar deformando el material, esto pudo producir el cambio de pendiente observado.

Los valores promedio de las propiedades mecánicas en flexión para cada período de tiempo, se presentan a continuación:

Tabla 8. Propiedades mecánicas en flexión antes y después de exposición en saliva artificial. Valores promedio

Muestra	Módulo de Elasticidad (GPa)	% Desviación	Esfuerzo de fluencia (MPa)	% Desviación	Esfuerzo último de flexión (MPa)	% Desviación
Sin exposición	33,79	5,73	1249,88	9,02	2346,59	9,36
60 días	30,80	3,62	1144,35	0,19	2097,79	2,24
90 días	30,87	3,40	1059,08	7,62	2021,39	5,80
120 días	32,37	1,29	1132,68	1,21	2117,40	1,32

Al igual que en el ensayo de compresión, se presentan valores bajos del módulo de elasticidad en flexión, bastante cercanos al valor del módulo del hueso [18].

La aleación Tiadyne™, presenta alto punto de fusión y bajo módulo de elasticidad tanto en compresión y flexión, como se demostró anteriormente. El alto punto de fusión se lo confiere el compuesto intermetálico Ti50Zr50 más probable de formar, debido a la suficiente cantidad estequiométrica de Zr presente en la aleación, este compuesto intermetálico posee una temperatura de fusión elevada, alrededor de los 1500°C. Además el Zr es muy inestable y forma óxidos, entre ellos el ZrO₂ que forma una capa sobre la superficie del material y le confiere una alta resistencia a la aleación cuando es sometida a temperaturas elevadas.

La presencia de Zr en la aleación Tiadyne™ suprime la formación de fase omega cuando la aleación es enfriada a temperatura ambiente, esta fase omega debe ser evitada debido a que le confiere a la aleación alta dureza y fragilidad, aumentando el módulo de elasticidad. Además, la adición de Nb y Zr, que poseen mayor radio

atómico, 198 y 206 pm respectivamente, comparado con el titanio, 176 pm, aumentan el parámetro en un $0.013 \cdot 10^{-3} \text{ nm} / 1\% \text{at. Nb}$ de red de la fase beta, lo que disminuye la energía de enlace y por lo tanto el módulo de elasticidad.

4.2.4. Ensayo de Torsión. Las probetas sometidas a torsión no presentaron cambios significativos en su respuesta mecánica durante los tiempos de exposición en el medio simulado, Figura 29. El valor de torque incrementa continuamente hasta la fractura para cada tiempo de exposición, presentando una considerable deformación plástica.

Los resultados promedio de las propiedades en torsión para cada período de exposición se resumen en la Tabla 9.

Figura 29. Comparación de las propiedades mecánicas en torsión, antes y después de exposición en saliva artificial.

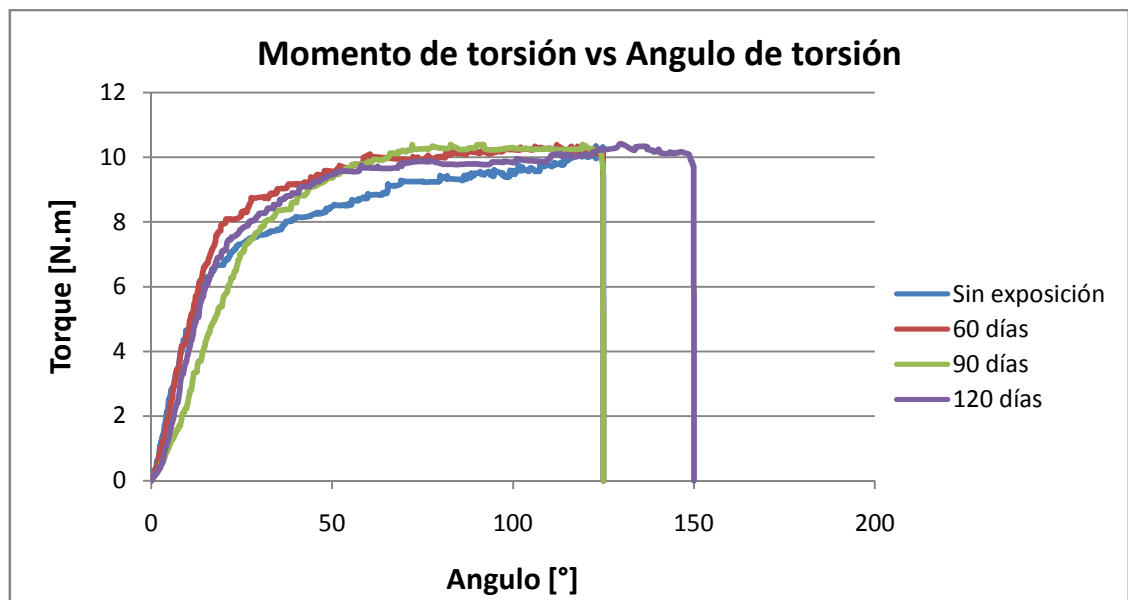


Tabla 9. Propiedades mecánicas en torsión antes y después de exposición en saliva artificial. Valores Promedio.

Muestra	Torque máximo (N-m)	% Desviación	Módulo de Rigidez (GPa)	% Desviación	Módulo de Ruptura (MPa)	% Desviación	Angulo de torsión en ruptura
Sin exposición	10,55	0,1	12,6	6,6	629,6	0,17	150°
60 días	10,90	3,2	12,55	6,1	651,4	3,28	125°
90 días	10,48	0,7	11,45	3,2	626,3	0,70	130°
120 días	10,30	2,4	10,7	9,5	615,5	2,41	130°

Se observa de la Figura 29, que el material soporta un torque alto en la zona elástica, antes de deformarse permanentemente, lo anterior disminuiría el riesgo de una deformación plástica del material durante su fijación y evitaría traumas en el paciente.

La diferencia en los valores de ángulo de ruptura para cada tiempo de exposición, radica principalmente en que este ensayo se realiza de forma manual, es decir la medida del ángulo se hace mediante una observación justo en el momento de la fractura, además, la velocidad de ensayo y carga aplicada son determinadas por el operador. Lo anterior conlleva a errores de apreciación en la medida del ángulo y que se dificulte la repetitividad de los resultados.

Los valores de torque máximo obtenidos, no superan los 11 N-m, este valor es significativamente superior al valor aplicado para la fijación de los implantes dentales, que no sobrepasa momentos de 0.02 N-m, y superior a los valores de momento alcanzados por las cargas masticatorias, 0.1 a 0.4 N-m [19], por lo tanto

no existe riesgo de ruptura del implante fabricado de este material durante su fijación en el paciente, ni durante su uso.

Respecto al módulo de rigidez, este no supera los 12.7 GPa. Este valor es significativamente inferior al valor de la aleación Ti6Al4V (41-45 GPa [20]), de la aleación patentada Ti13Nb13Zr (24-33 GPa [21]) y más cercano al módulo de cizallamiento del hueso, 3.3 GPa [22], comparado con el valor de estas aleaciones.

4.3. BIODEGRADACION DE LA ALEACIÓN TIADYNE™

La toxicidad de los elementos que contiene una aleación está relacionada con su biocompatibilidad. Los elementos Ti, Nb y Zr se encuentran en las posiciones más altas de la escala de biocompatibilidad, es decir la concentración de los iones liberados es mínima y no causan reacciones adversas sobre el organismo.

Las probetas que fueron sumergidas en la solución de saliva artificial, se retiraron a los 60, 90 y 120 días de exposición variando la relación entre el área de la aleación expuesta, con respecto al volumen de la solución, tal como se indica en la Tabla 9.

Tabla 10. Relación entre el área de la aleación expuesta y el volumen de solución de saliva artificial a 60, 90 y 120 días

Tiempo de las probetas en solución	Relación Área aleación/Volumen solución (mm²/ml)
60 días	20.86
90 días	15.45
120 días	8.69

La técnica de absorción atómica se concentró en la lectura del contenido de titanio, debido a que este elemento se encuentra en la posición más baja en la escala de biocompatibilidad, respecto al Nb y Zr, elementos más biocompatibles después del Ta.

Tabla 11. Resultados disolución de Ti

	Muestra (días)	Dilución	Absorbancia	ppm	[Real] ppm
Curva Calibración		-	0,001	-	0
		-	0,005	-	5
		-	0,009	-	10
		-	0,018	-	20
Muestra Problema	60	1	-0,0010	-1,111	-1,1
	90	1	0,0030	3,333	3,3
	120	1	-0,0020	-2,222	-2,2

Grupo de Investigación en minerales, Biohidrometalurgia y Ambiente (GIMBA)-UIS

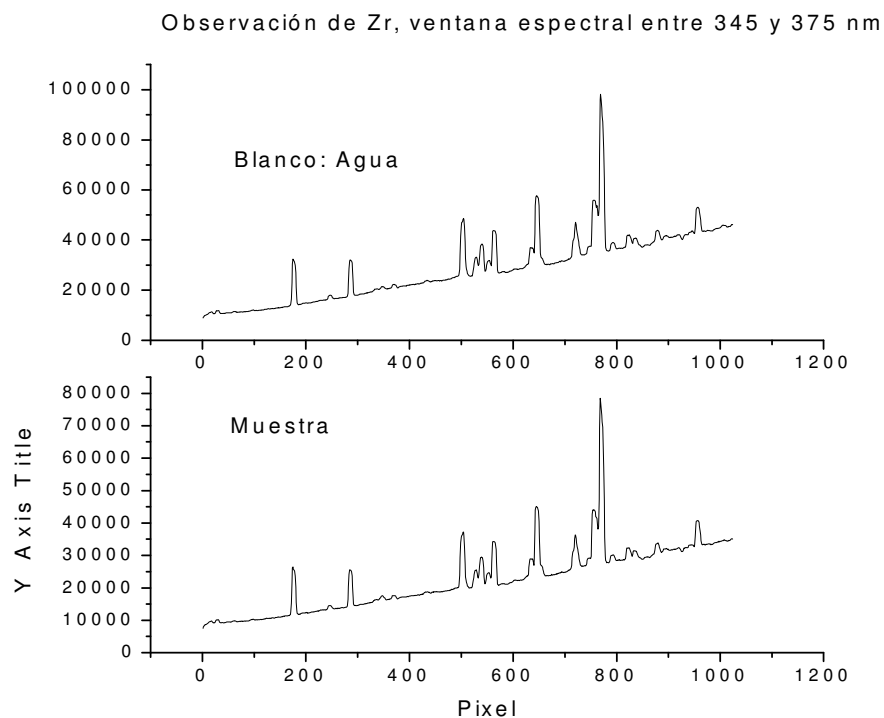
La exposición de la aleación Tiadyne™ en la solución de saliva artificial, no

provocó ninguna disolución apreciable. La menor sensibilidad del equipo utilizando la lámpara de titanio es de 5.2 ppm, por lo tanto los datos menores a este valor o negativos, no son confiables y son declarados como no leídos o no detectables por el equipo. Los resultados obtenidos, los cuales se reportan en la Tabla 11, son menores a esta sensibilidad, por lo tanto se concluye que la disolución del titanio está por debajo de los 5.2 ppm, cantidad muy baja para ser considerada significativa.

Para determinar si existe la presencia de Nb y Zr en la solución de saliva artificial se hizo necesaria la realización de otra técnica de análisis químico más sensible, Espectroscopía de Emisión Atómica con Plasma Inducido por Laser (ICP-AES), los resultados además comprueban los estudios realizados por Steinemann y colaboradores, sobre la disolución del titanio en fluidos simulados.

Las pruebas de Plasma por Acoplamiento Inducido generaron las siguientes gráficas:

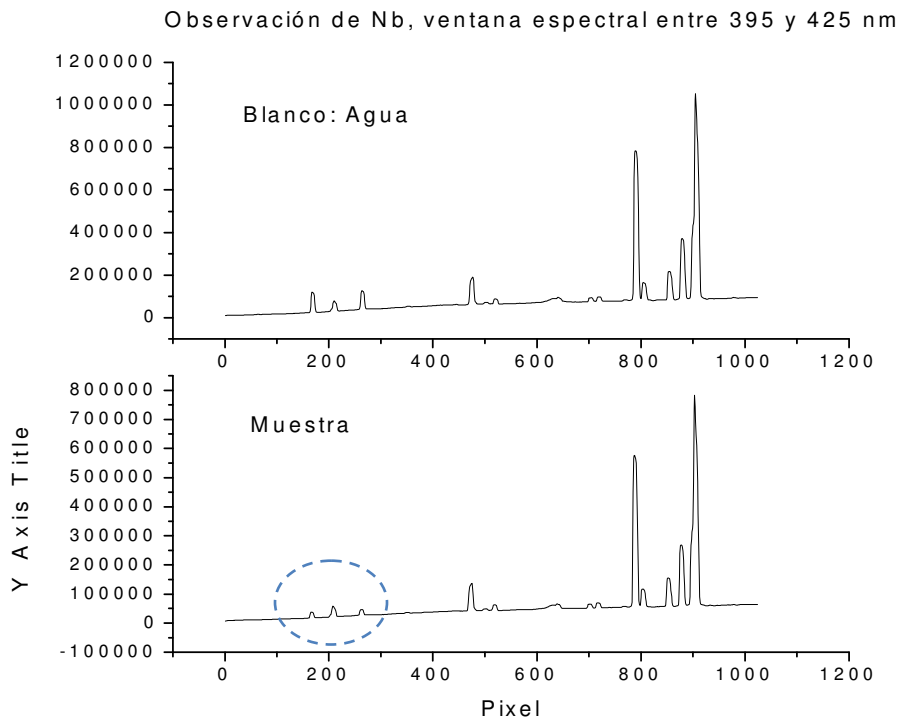
Figura 30. Ventana espectral para el Zr



Laboratorio de Espectroscopía Atómica y Molecular

Se presentan dos gráficas para cada elemento, la primera corresponde al espectro que muestra el argón con el agua destilada, utilizada como blanco, la segunda, al espectro obtenido por el argón con la muestra de saliva artificial a los 120 días de exposición.

Figura 31. Ventana espectral para el Niobio

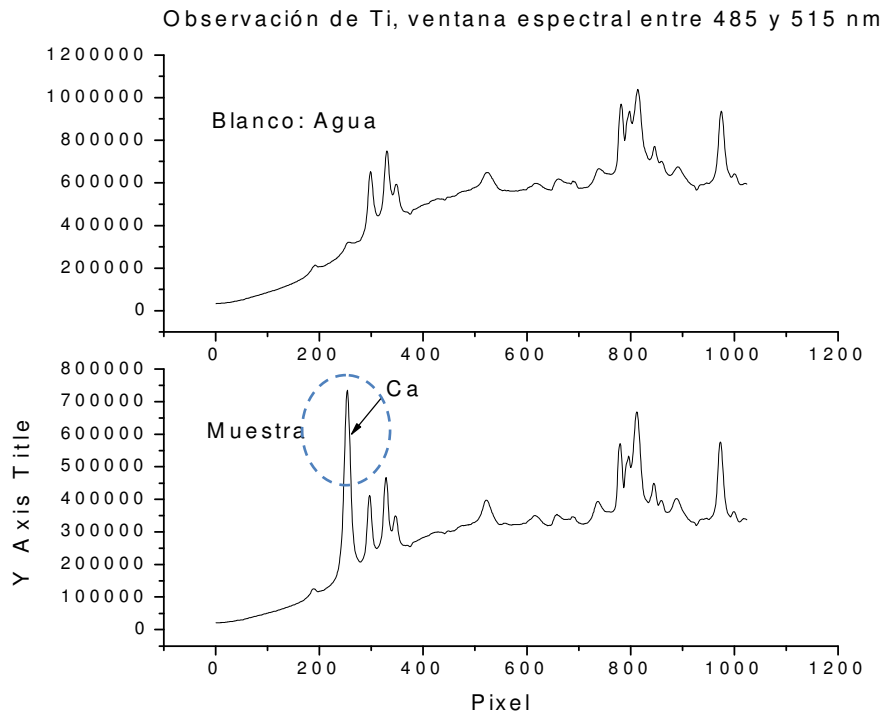


Laboratorio de Espectroscopía Atómica y Molecular

Se observa que en sus respectivas gráficas, presentan los picos en la misma posición con respecto al blanco, la diferencia radica en la escala del eje y, 1200000 para el blanco y 800000 para la muestra. Lo anterior es debido a los diversos componentes de la saliva artificial, que amortizan la altura de los picos, apreciable especialmente en el caso del Nb (Figura 31).

No se observa la presencia de Zr y Nb en la solución de saliva artificial dentro del rango de concentración mínima detectable por el equipo, ya que en el rango de sus espectros, no se revela la formación de ningún pico diferente con respecto a los picos presentes en el blanco.

Figura 32. Ventana espectral para el Titanio



Laboratorio de Espectroscopía Atómica y Molecular

La ventana espectral para el Ti (Figura 32), a diferencia de las demás ventanas, reveló la formación de un nuevo pico respecto al blanco, cuyo rango de espectro corresponde al elemento Ca con línea de espectro 487.8 nm. La presencia de calcio proviene del compuesto $\text{CaCl}_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$ que contiene la saliva artificial.

En esta ventana espectral, el titanio presenta las líneas 498.12, 499.12, 500.10, 500.72 y 501.42 nm. Estas líneas no se observan en el espectro, por tanto dentro

del rango del titanio no es apreciable la formación de un pico diferente respecto al blanco, por lo tanto no hay presencia de titanio en la solución de saliva artificial.

CONCLUSIONES

1. Esta aleación presentó una microestructura conformada por fase beta como matriz y fase alfa presente como precipitados en formas irregulares y de láminas muy finas, que le confieren una alta resistencia al material.
2. Los comportamientos en compresión y flexión del material evidencian un valor del módulo de elasticidad muy cercano al hueso, 26-33 GPa con respecto al módulo de las aleaciones Ti6Al4V y Ti13Nb13Zr, 113.8 y 79 GPa. Este hecho minimiza el fenómeno de Stress-Shielding.
3. El módulo cortante en torsión para esta aleación, 12.7 GPa, resultó ser más cercano al módulo cortante del hueso que el de las aleaciones Ti6Al4V y Ti13Nb13Zr, 41-45 GPa y 24-33 GPa.
4. La aleación ensayada presentó una buena combinación de propiedades mecánicas, especialmente en compresión, correspondiente a una alta resistencia y ductilidad, superior al comportamiento mecánico de la aleación Ti6Al4V.
5. El torque que resiste la aleación es superior al máximo ejercido durante la fijación de los implantes dentales y a los momentos resultantes de las cargas masticatorias, por lo tanto el riesgo de falla por torsión del material es mínimo.

6. Las propiedades mecánicas en compresión, flexión y torsión de la aleación, se vieron inalteradas durante su exposición a la solución simulada de saliva.

7. La disolución de los elementos de la aleación durante el período de exposición fue nula, además estos elementos se encuentran en las posiciones más altas de la escala de biocompatibilidad, por lo tanto su disolución no causaría reacciones adversas en el paciente.

8. La aleación estudiada, constituye un buen reemplazo para la aleación de titanio más utilizada para la fabricación de implantes dentales, Ti6Al4V, no solo por poseer excelentes propiedades mecánicas, sino por su baja o nula biodegradación debido a la presencia de elementos como el Nb y el Zr.

RECOMENDACIONES

1. Complementar la caracterización mecánica de la aleación estudiada con ensayos de fatiga, ya que el implante dental estará influenciado por cargas cíclicas originadas de los movimientos de la masticación.
2. La aleación Tiadyne™ es susceptible a la formación de estructuras falsas durante su preparación metalográfica, por lo que se debería crear una guía de pulido, que evite este problema.
3. Realizar variaciones en los tratamientos térmicos como el de solubilización y establecer el efecto que tienen sobre la microestructura y por consiguiente sobre las propiedades mecánicas para mejorar el desempeño en servicio de la aleación.
4. Establecer la posibilidad de aplicar recubrimientos cerámicos a la aleación para facilitar su oseointegración.

BIBLIOGRAFIA

- [1] G.Steinemann Evaluación de los Biomateriales, New York, Wiley, 1980, pag 1-34.
- [2] Kawahara H biological testing of dental materials by means of tissue culture Int. Dent. J 1988: 18: 443.
- [3] corrosion-doctors.org/Implants/biocompatib
- [4] F. Nikolopolou. Saliva and dental Implant. Dental School, University of Athens, Athens, Greece.
- [5] Peñarrocha M, Uribe R, Balaguer J. Implantes inmediatos a la exodoncia. Situación actual. Med. oral patol. oral cir. bucal (Ed.impr.). [online]. vol. 9, no. 3 [citado 2007-10-14], pp. 234-235. (2004)
- [6] G. Lutjering. *Titanium*, ISBN: 978-3-540-71397-5. Ed. Springer, 2007 pág. 34
- [7] G. Dieter. *Mechanical Metallurgy*, Mc Graw Hill Companies. 1986
- [8] ASTM E112-96(2004) e2 *Standard Test Methods for Determining Average Grain Size*
- [9] Molera Solá, Pere. *Tratamientos térmicos de los metales*. Productiva, 51. Barcelona: Marcombo, 1991.
- [10] http://etdncku.lib.ncku.edu.tw/ETD-db/ETD-search/view_etd?URN=etd-0625103-113651
- [11] MatWeb. Aerospace Specifications Metals Inc. [<http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP641>]

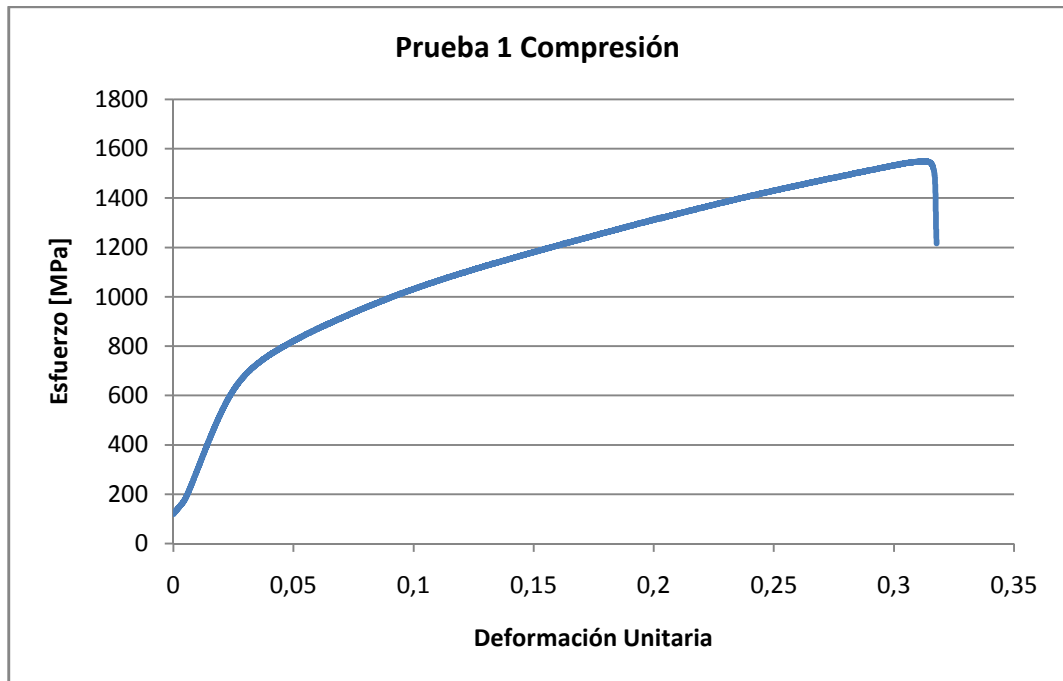
- [12] Park, J. B., Kon Kim, Y. *Metallic Biomaterials. The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*. Ed. Joseph D. Bronzino. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [13] Carl E. Misch. *Dental Implants Prosthetics*. Elsevier, España 2006 pág.474-476
- [14] *Conocimientos Teóricos. Módulo de Young*. [<http://personal.telefonica.terra.es/web/jcvilchesp/cuerda/cu130.htm>]
- [15] ProZ. *Medical Instruments*. [http://www.proz.com/kudoz/english_to_spanish/medical:_instruments/1961284-stress_shielding.html]
- [16] Norma ASTM F1713-03 *Standard Specification for Wrought Titanium-13Niobium-13Zirconium Alloy for Surgical Implant Applications* (UNS R58130)
- [17] Crucible Service Center. *Tool Steel and Specialty Alloy Selector*. [<http://www.crucibleservice.com/eselector/general/generalpart1.html>]
- [18] Biomechanics in Dentistry. *Mechanical properties of bone*. ICB Dent [http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_bone.htm#mechanics]
- [19] G. Presbitero. *Pruebas Mecánicas en Implantantes*. Materiales Avanzados, 2006, Núm. 7, 21-26 [web.me.com/fjguerra/Personal/6o_Semestre_files/Pruebas.pdf]
- [20] MatWeb. Material Property Data. *Titanium Alloy. (Ti-6Al-4V, ASTM Grade 5)*. [<http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=d54db3927418407c9fe43e1355401054>]
- [21] Titanium Alloy Self-expanding stent. US Patent 5888201
- [22] Scientific Electronic Library Online. Madrid, España. [http://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S0213-2852007000600002&script=sci_arttext]

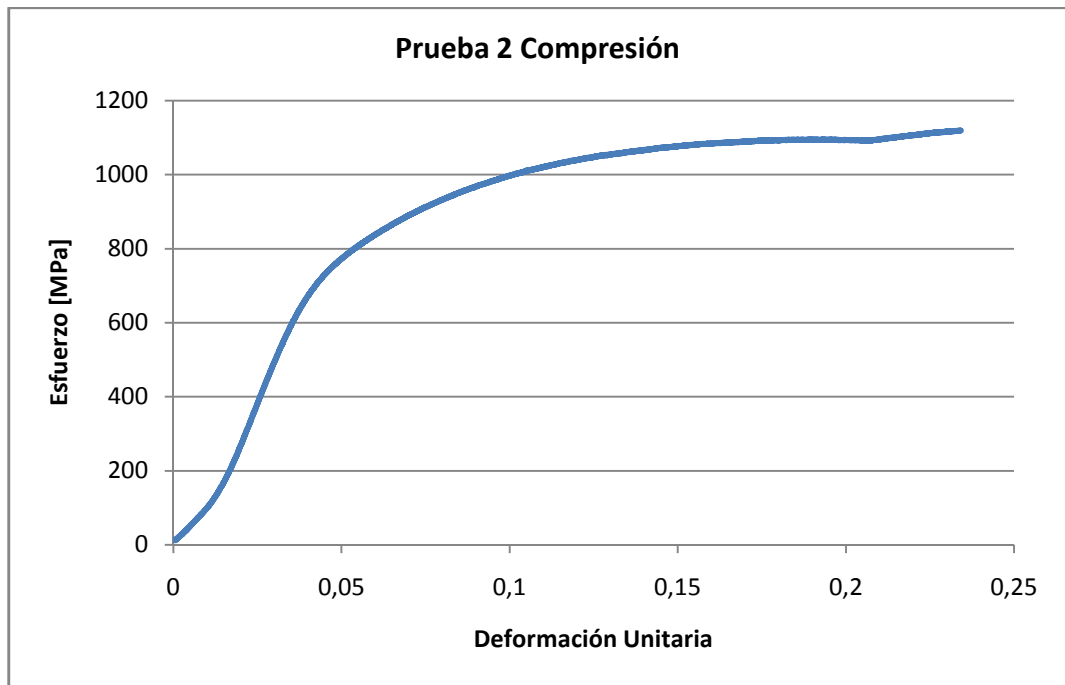
ANEXOS

ANEXO A

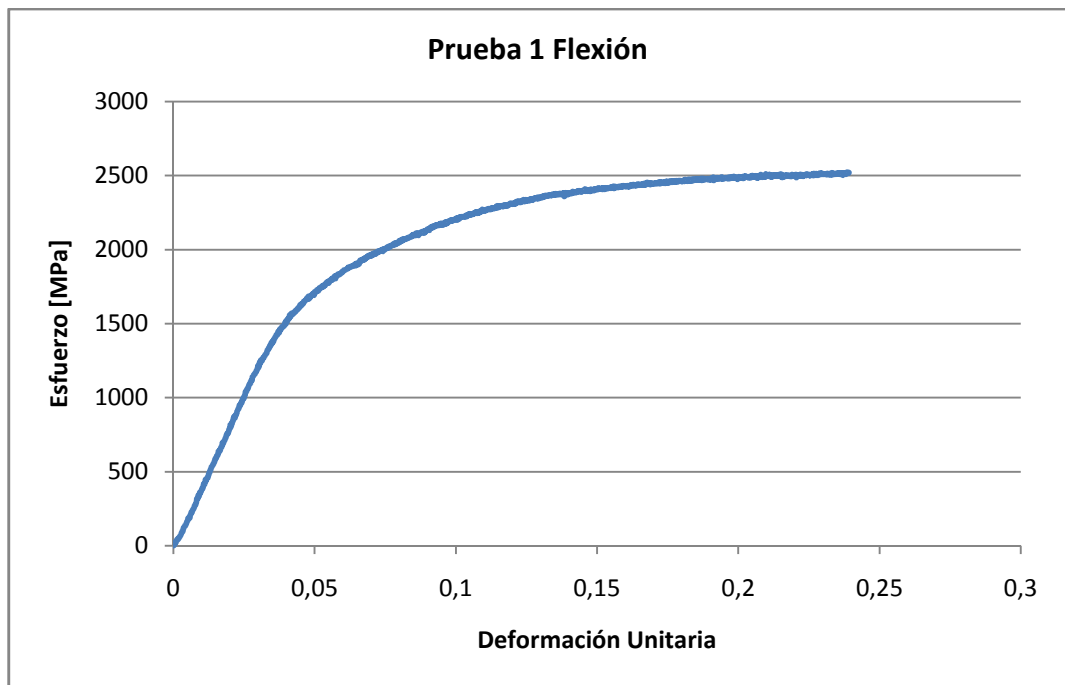
ENSAYOS MECÁNICOS DE LA ALEACIÓN TIADYNE™ ANTES DE EXPOSICIÓN EN SOLUCIÓN DE SALIVA ARTIFICIAL

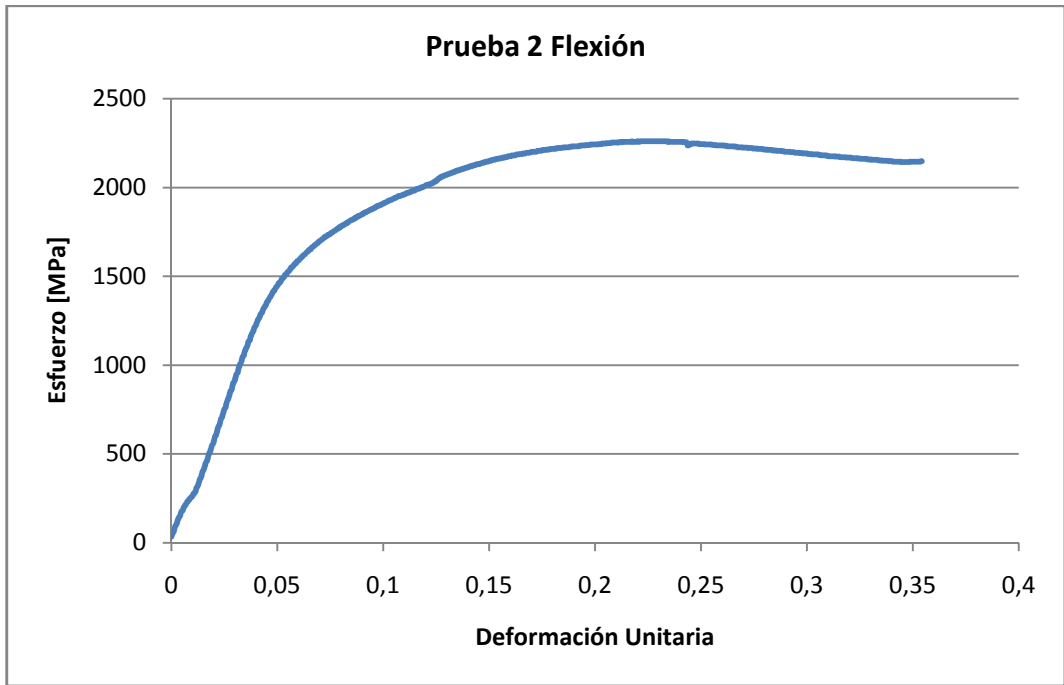
A1. ENSAYOS DE COMPRESIÓN SIN EXPOSICIÓN



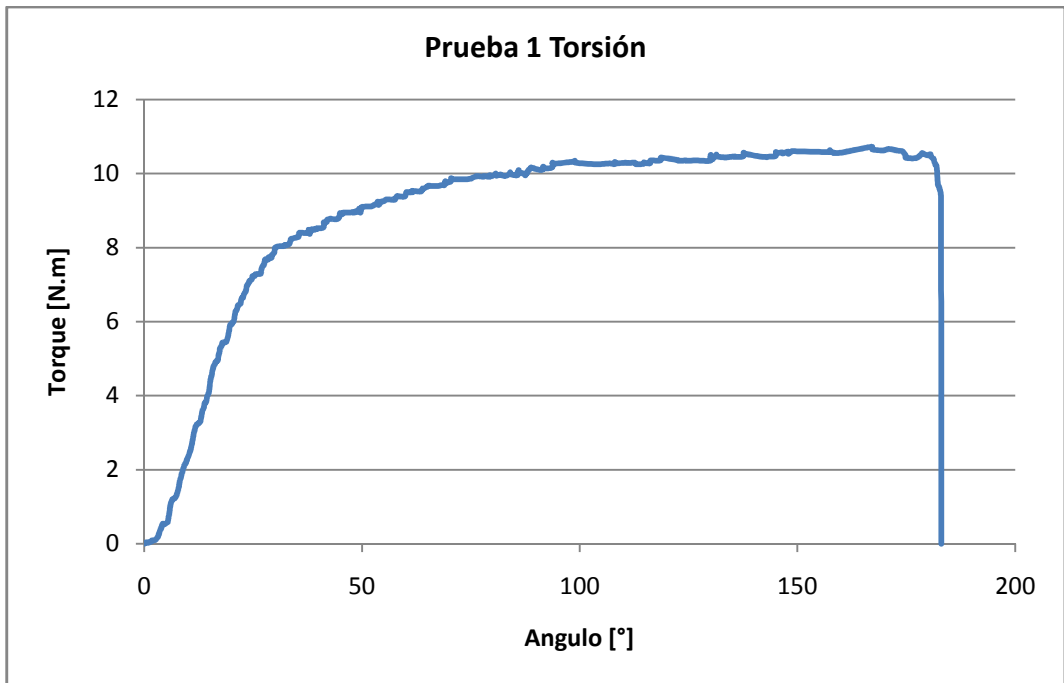


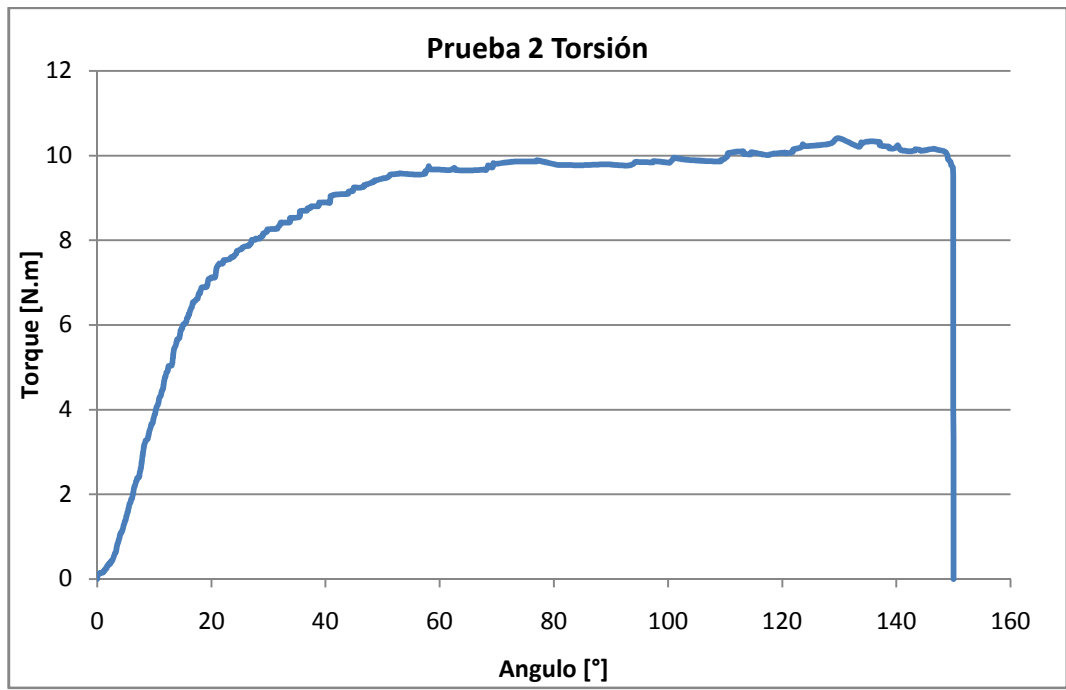
A2. ENSAYO DE FLEXIÓN SIN EXPOSICIÓN





A3. ENSAYO DE TORSIÓN SIN EXPOSICIÓN

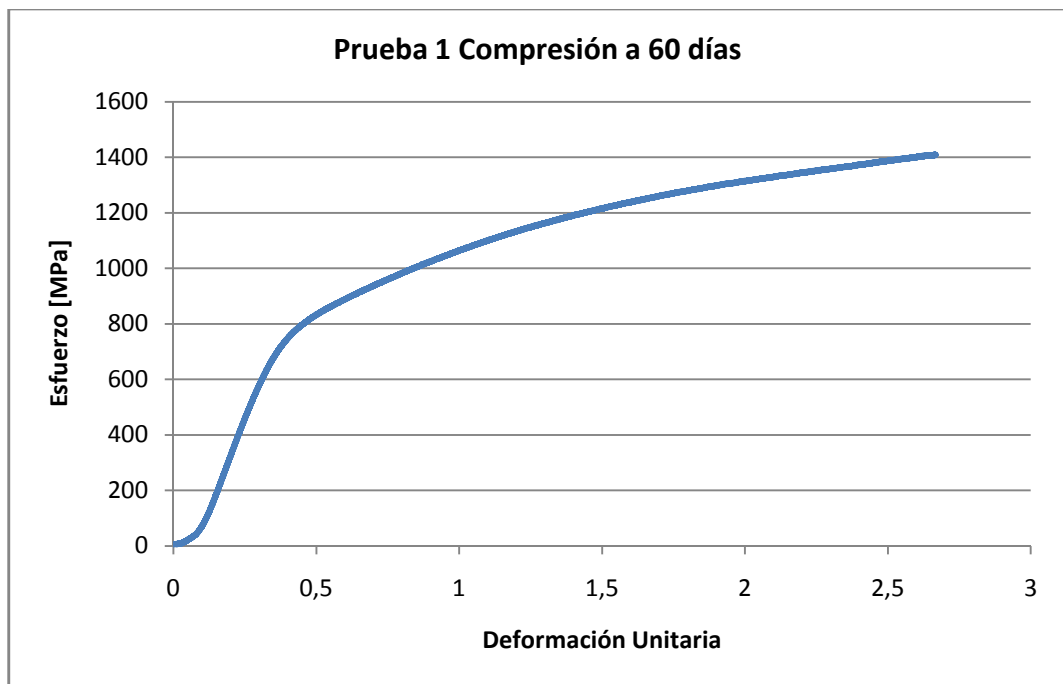


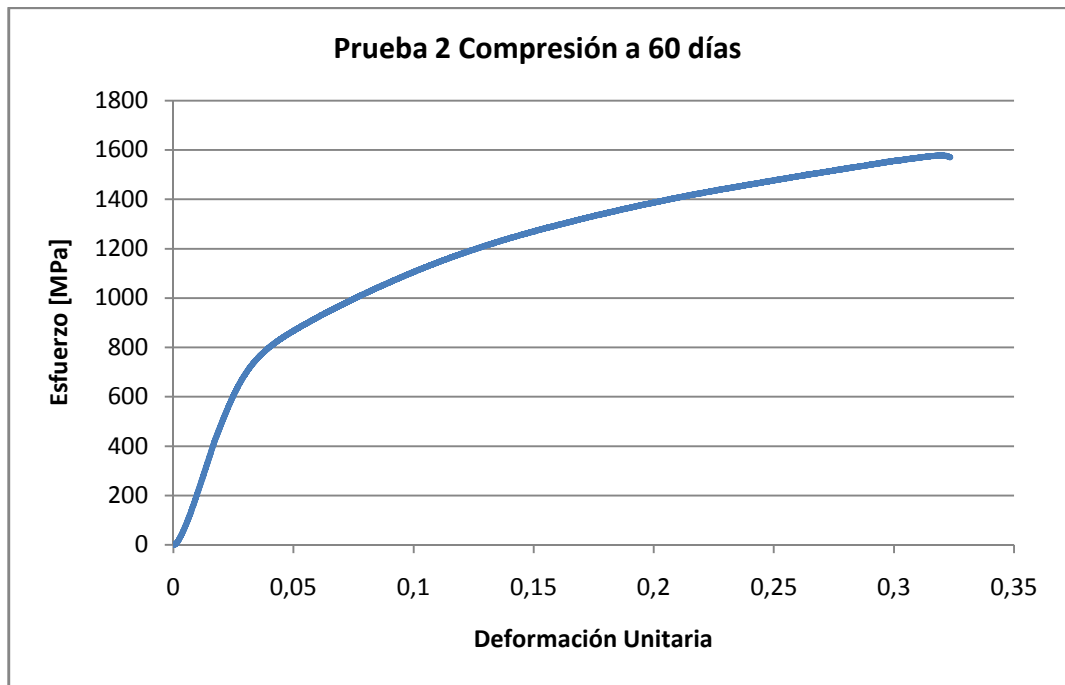


ANEXO B

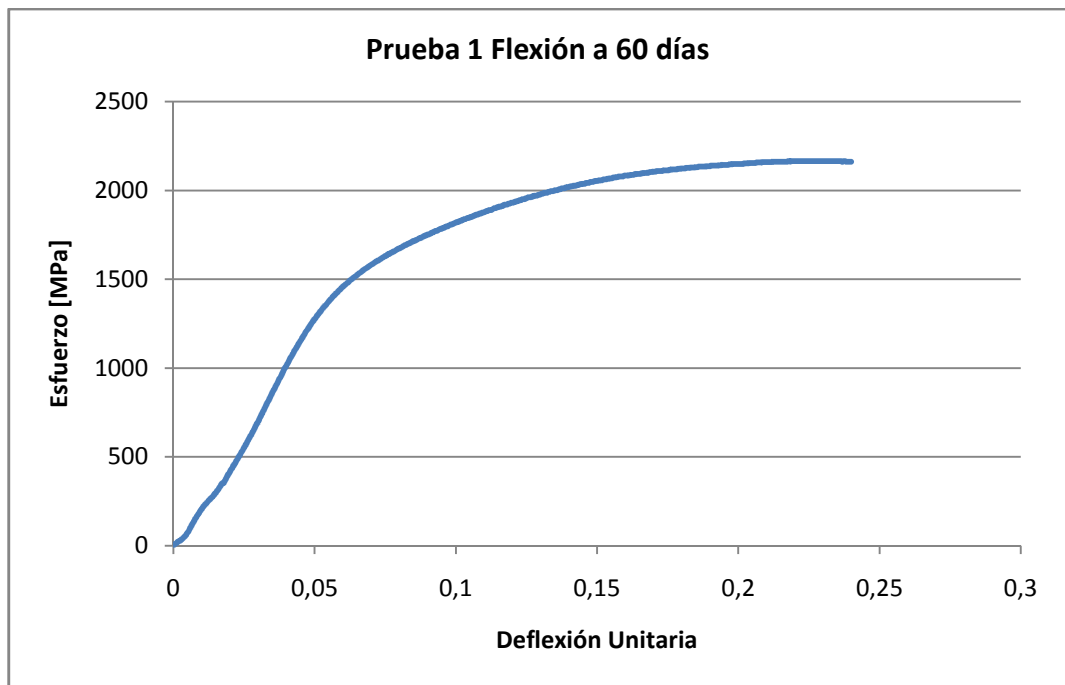
ENSAYOS MECÁNICOS DE LA ALEACIÓN TIADYNE™ DESPUES DE EXPOSICIÓN EN SOLUCIÓN DE SALIVA ARTIFICIAL

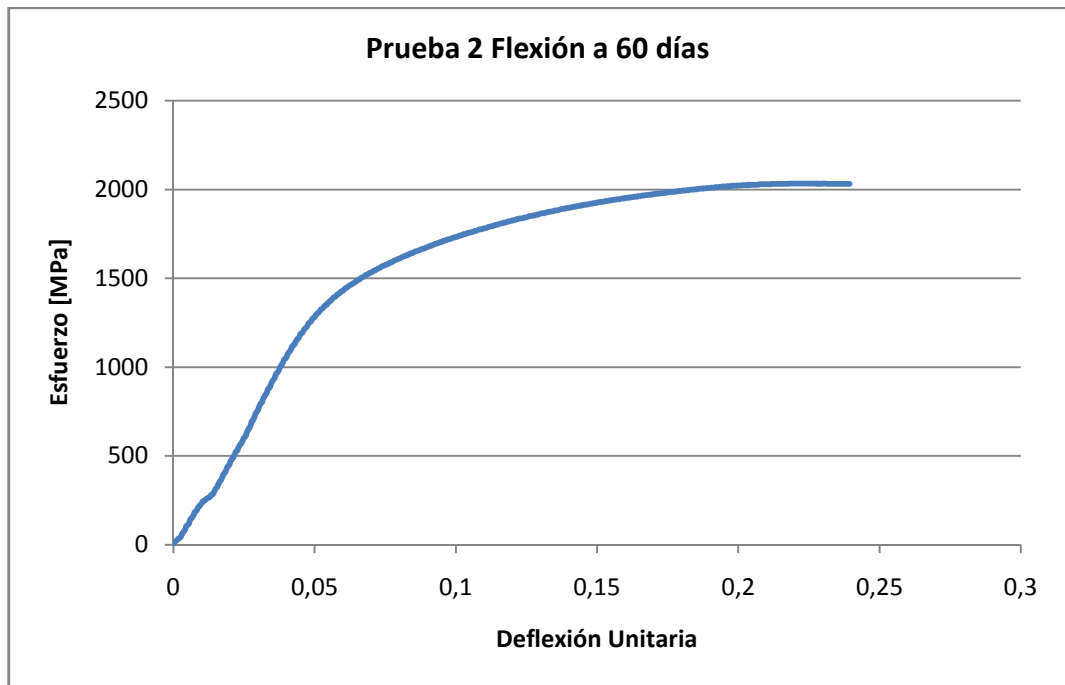
ANEXO B1. ENSAYO DE COMPRESIÓN A 60 DÍAS



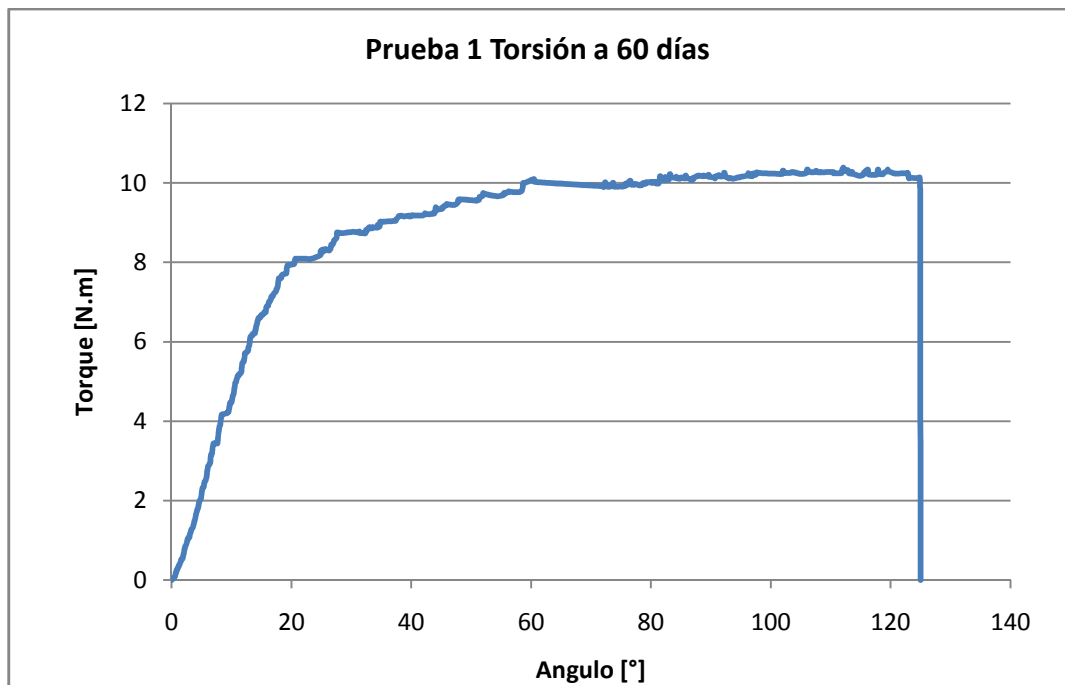


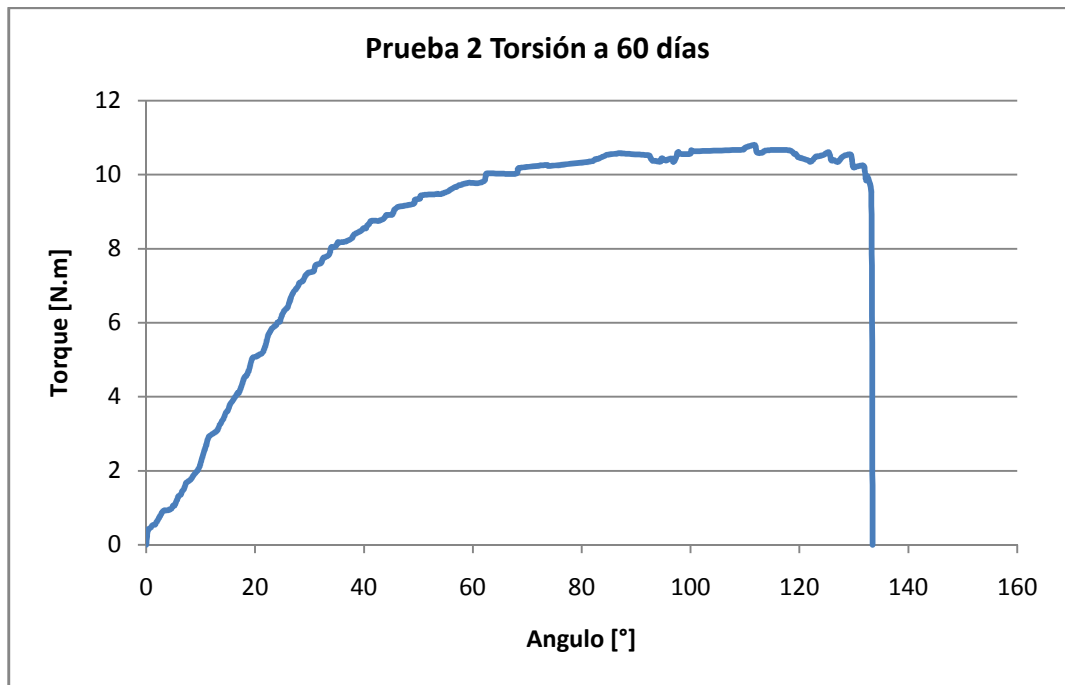
ANEXO B2. ENSAYO DE FLEXIÓN A 60 DÍAS



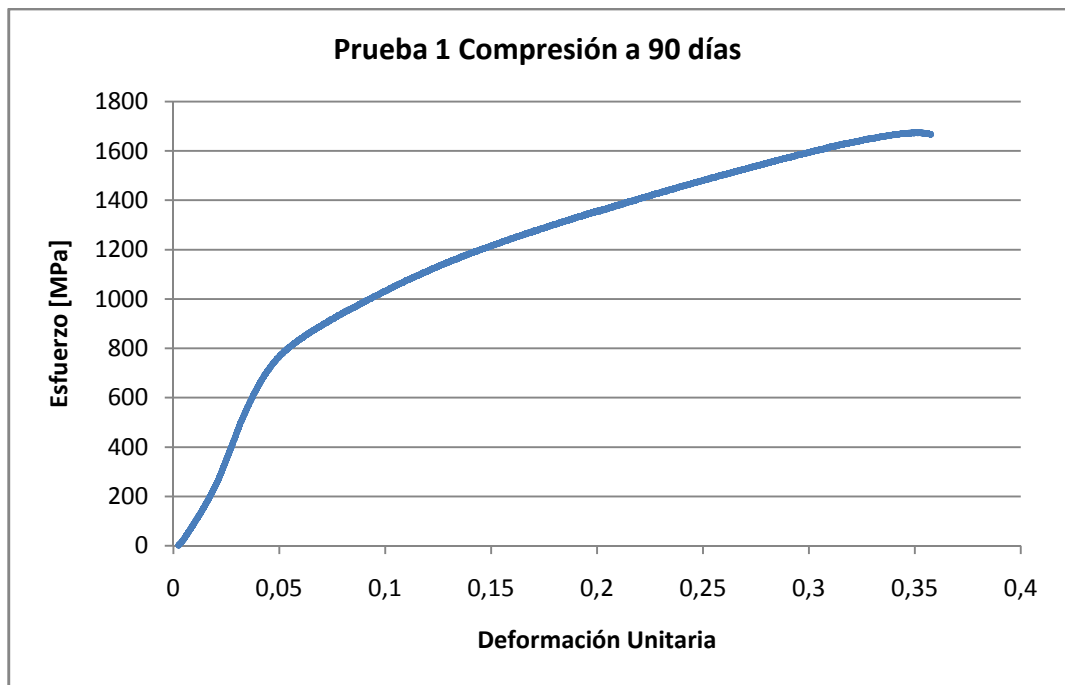


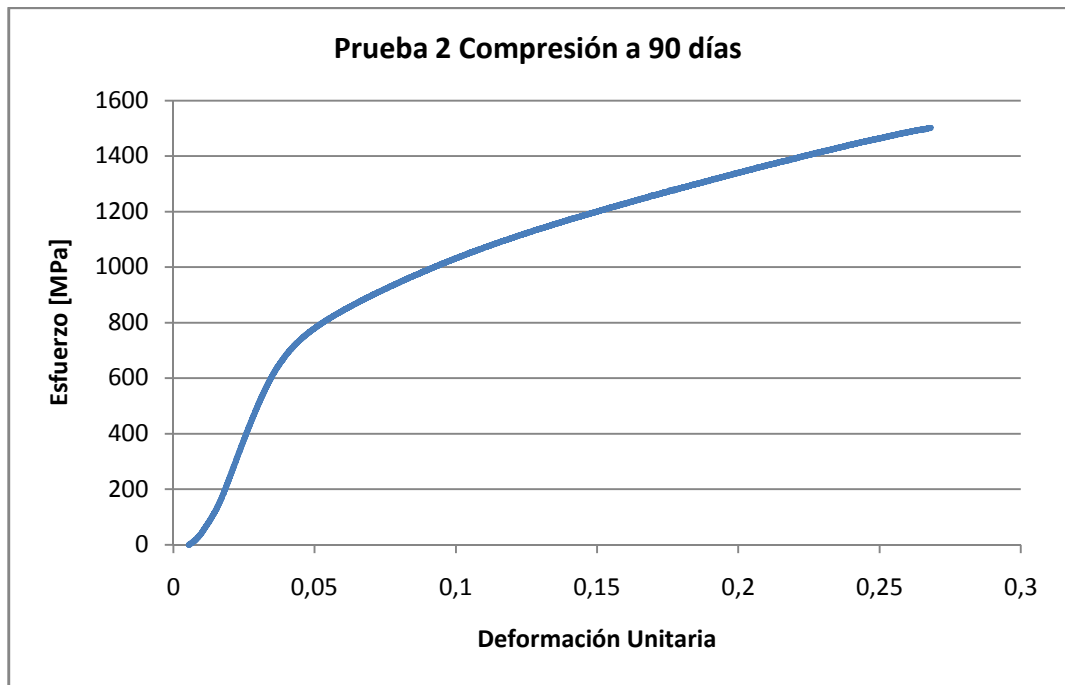
ANEXO B3. ENSAYO DE TORSIÓN A 60 DÍAS



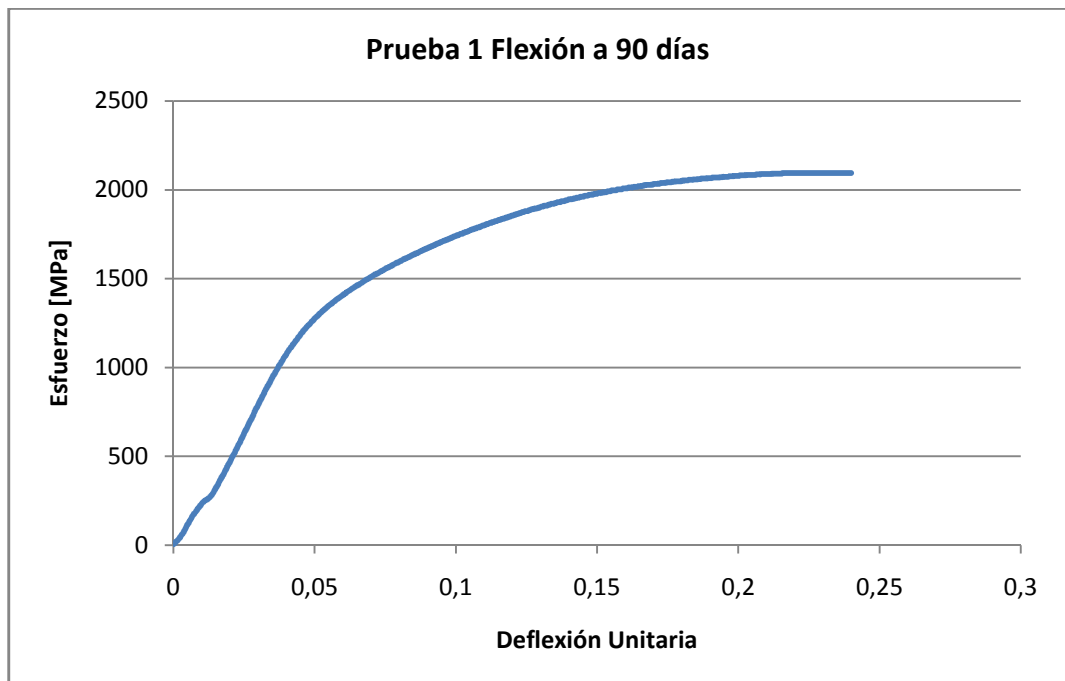


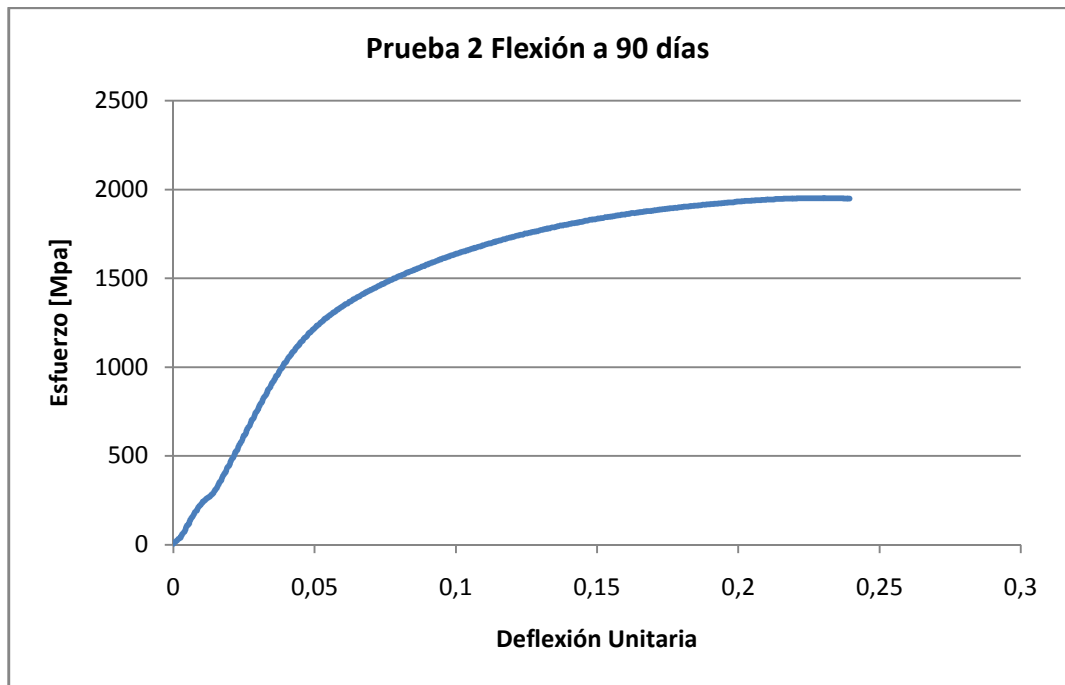
ANEXO B4. ENSAYO DE COMPRESIÓN A 90 DÍAS



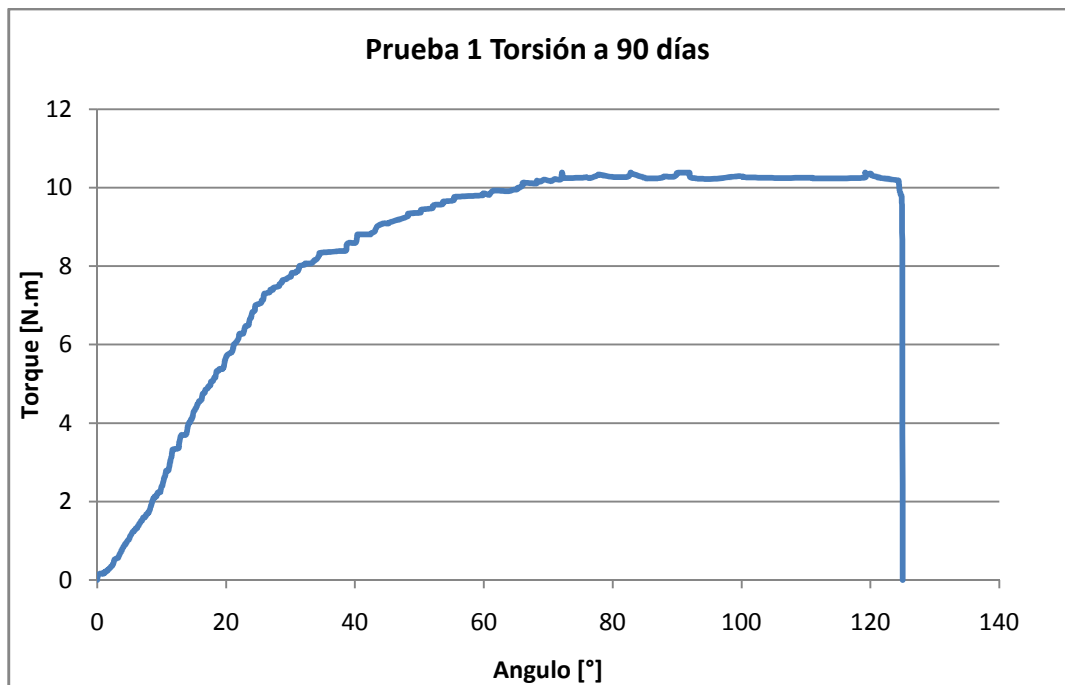


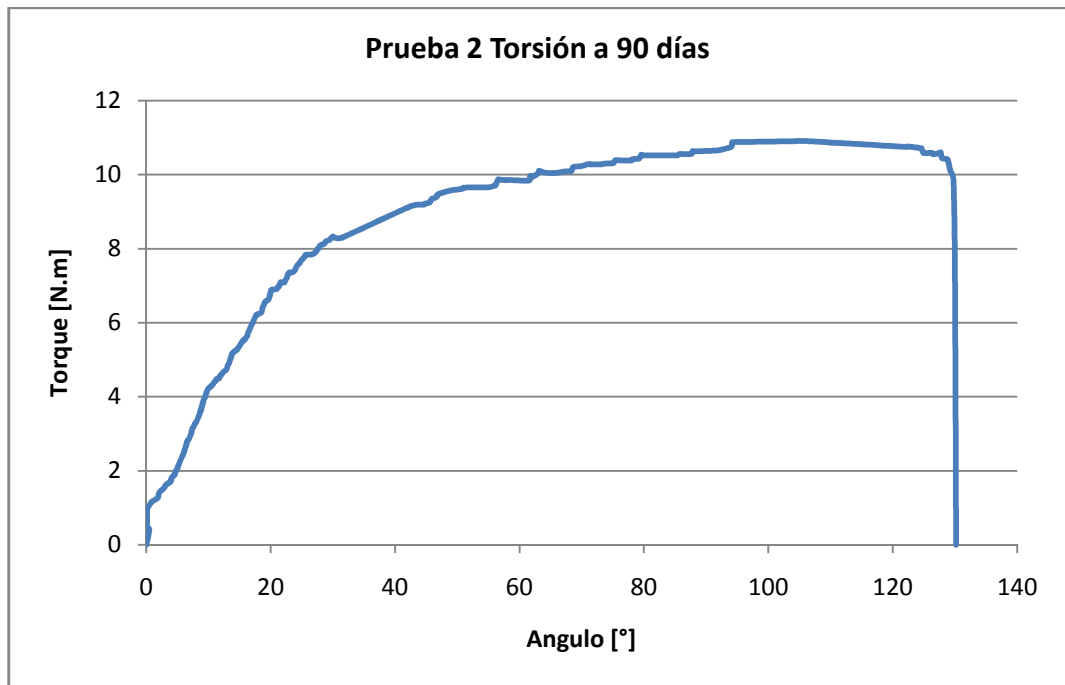
ANEXO B5. ENSAYO DE FLEXIÓN A 90 DÍAS



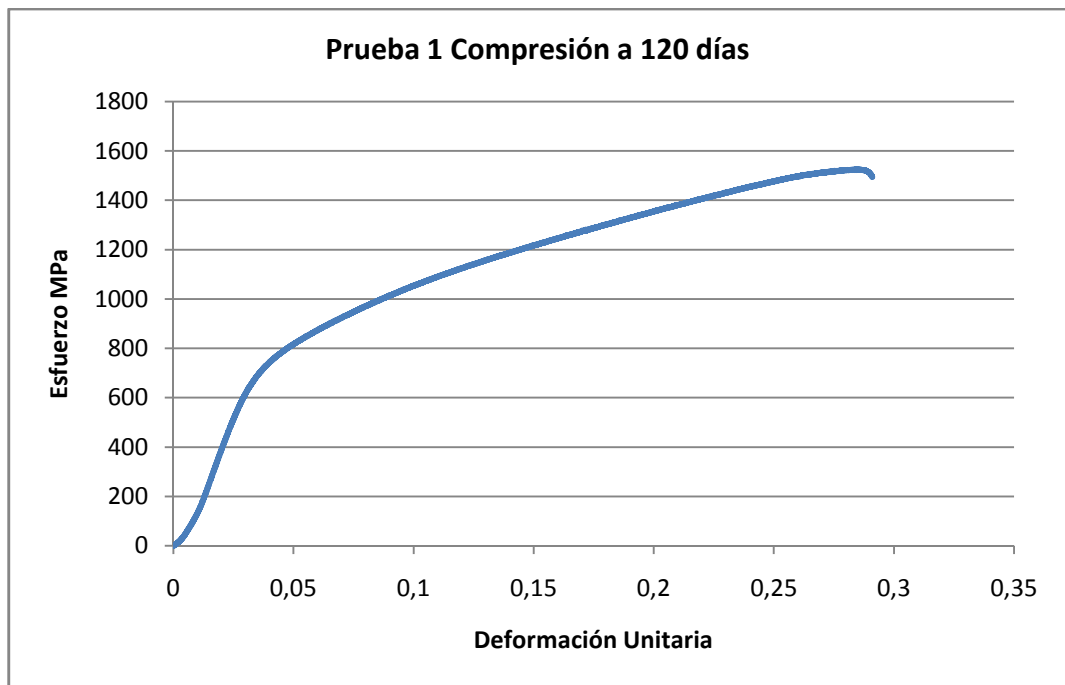


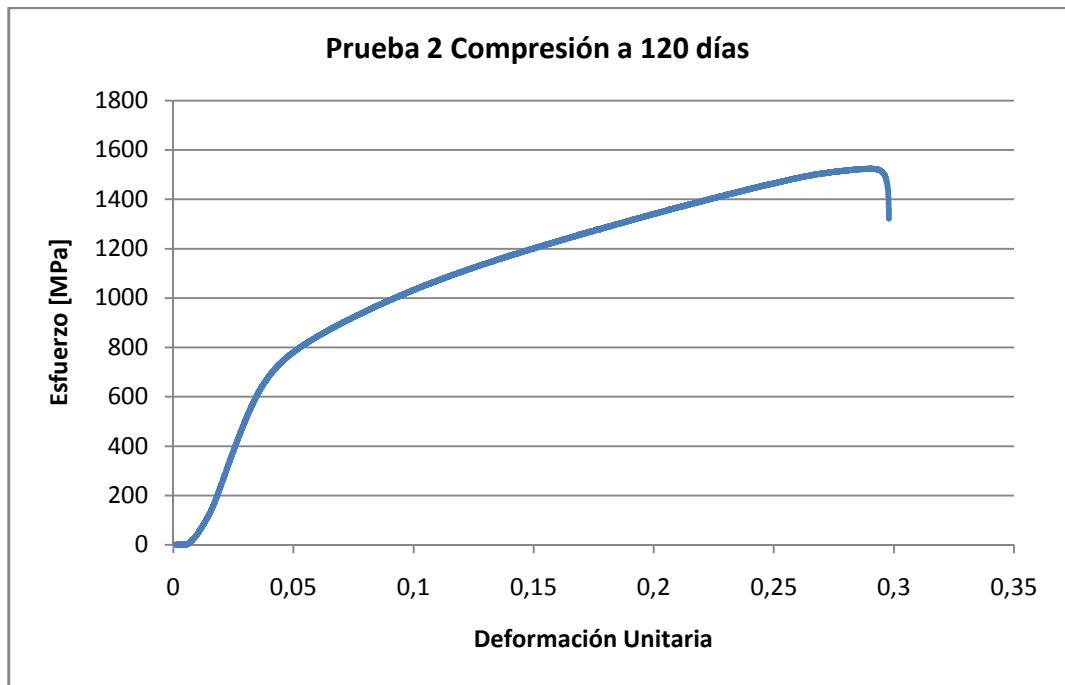
ANEXO B6. ENSAYO DE TORSIÓN A 90 DÍAS



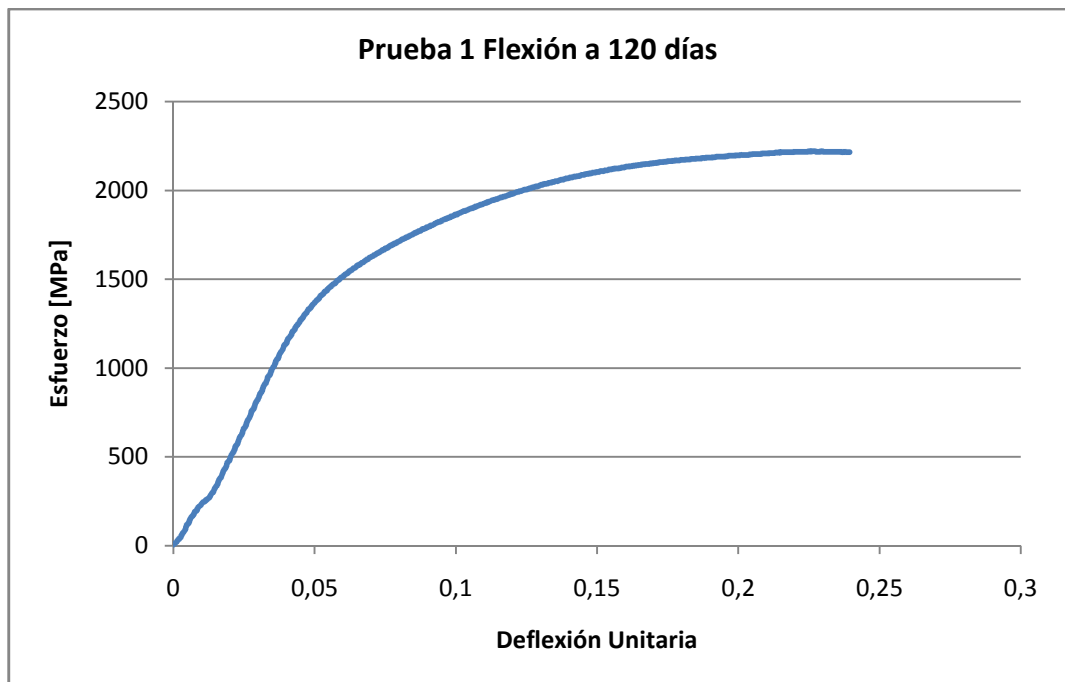


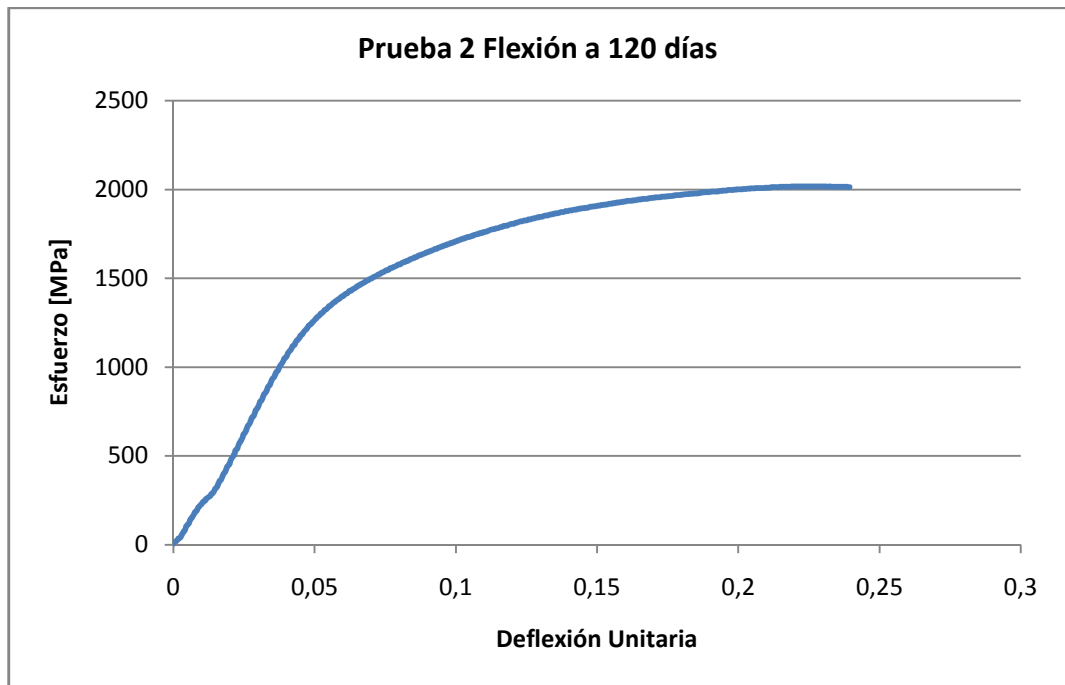
ANEXO B7. ENSAYO DE COMPRESIÓN 120 DÍAS



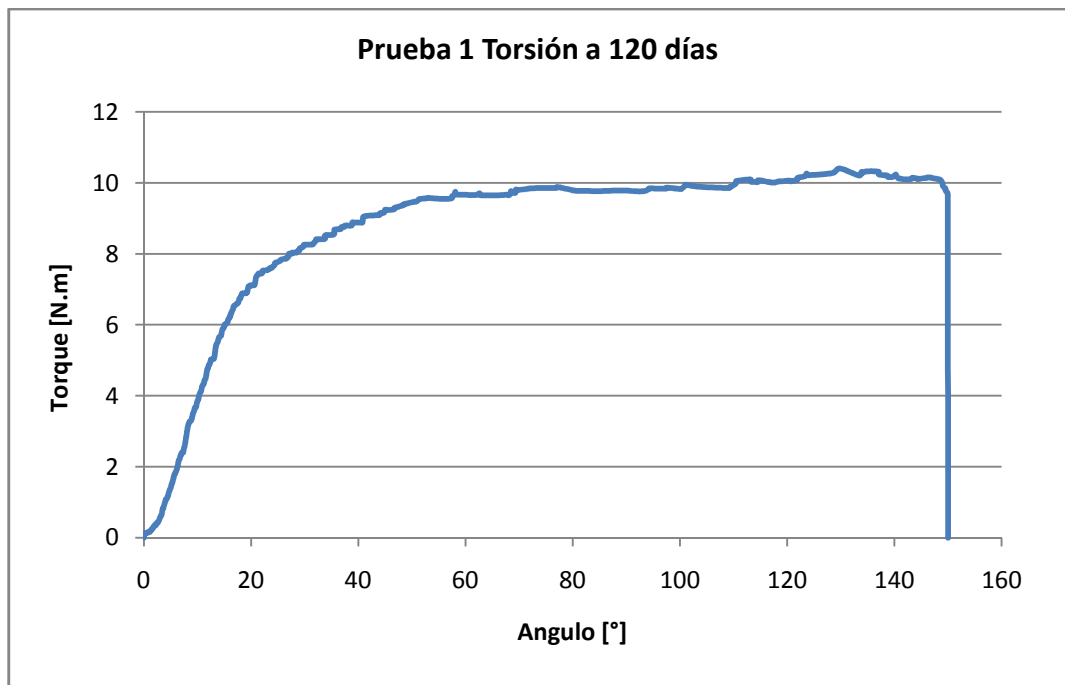


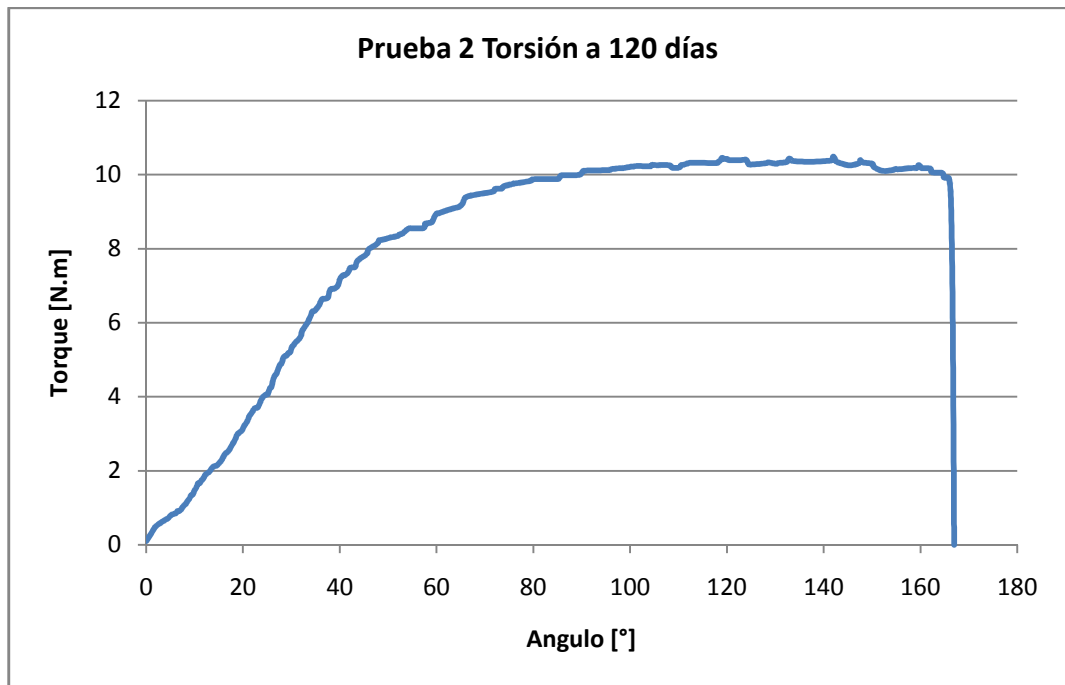
ANEXO B8. ENSAYO DE FLEXIÓN 120 DÍAS





ANEXO B9. ENSAYO DE TORSIÓN 120 DIAS

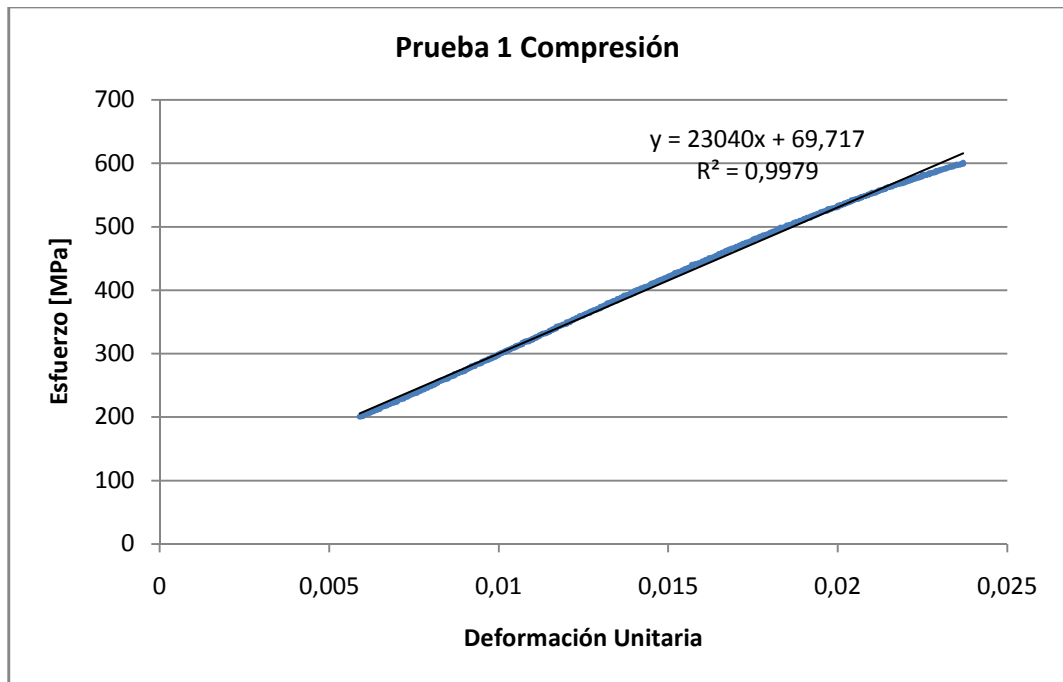


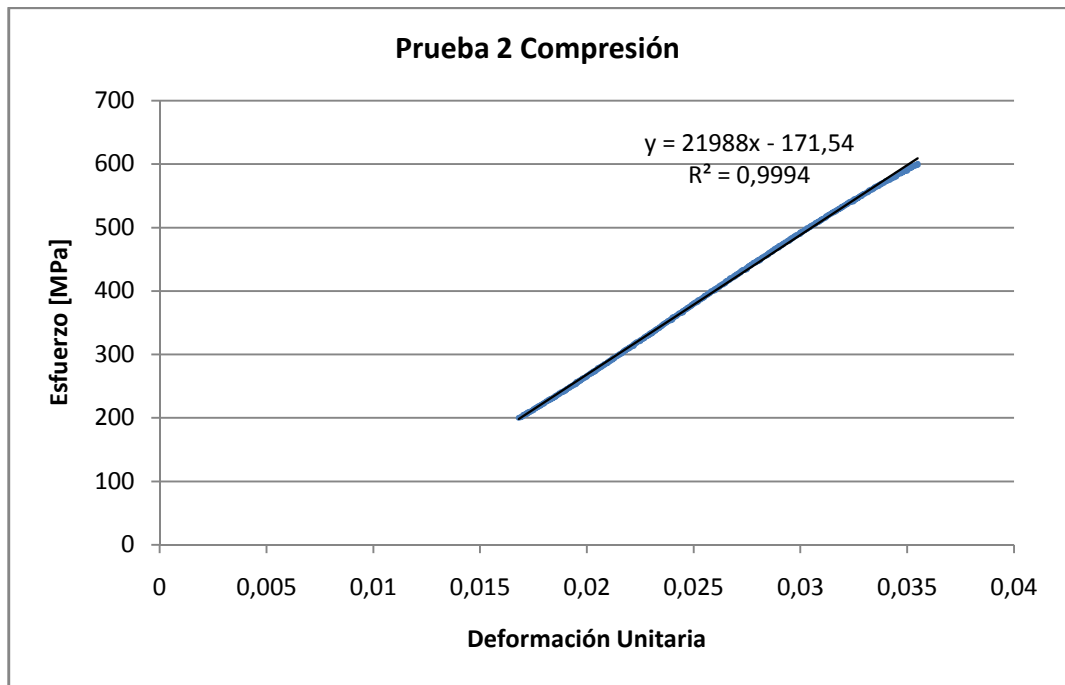


ANEXO C

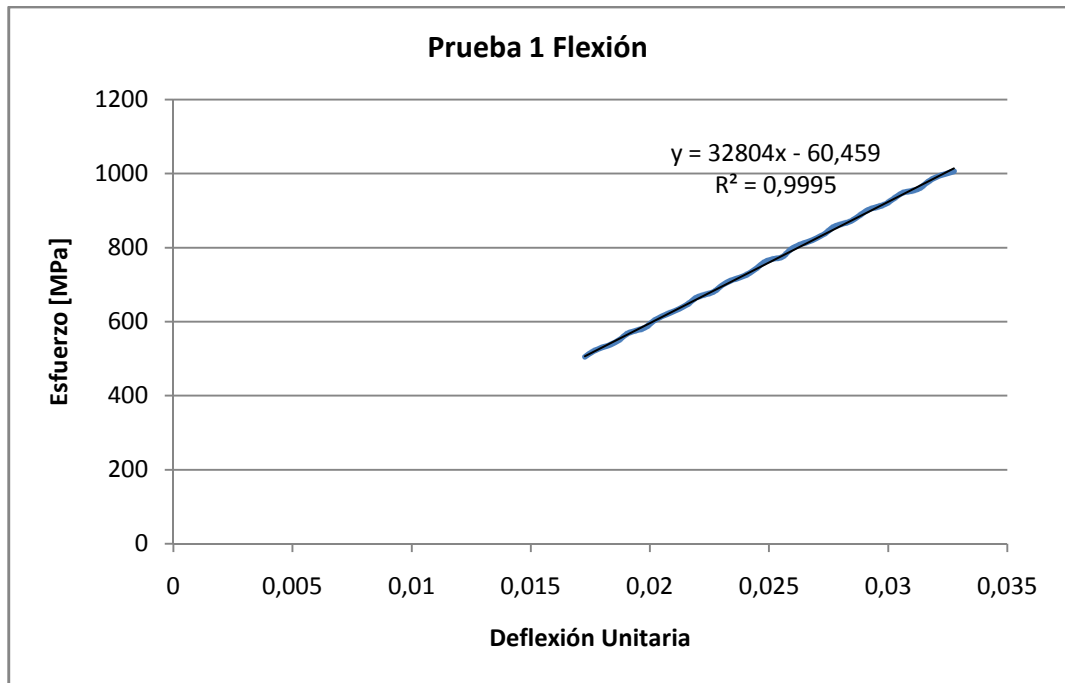
MODULO DE ELASTICIDAD DE LA ALEACIÓN TIADYNE™ ANTES DE EXPOSICIÓN EN SOLUCIÓN DE SALIVA ARTIFICIAL

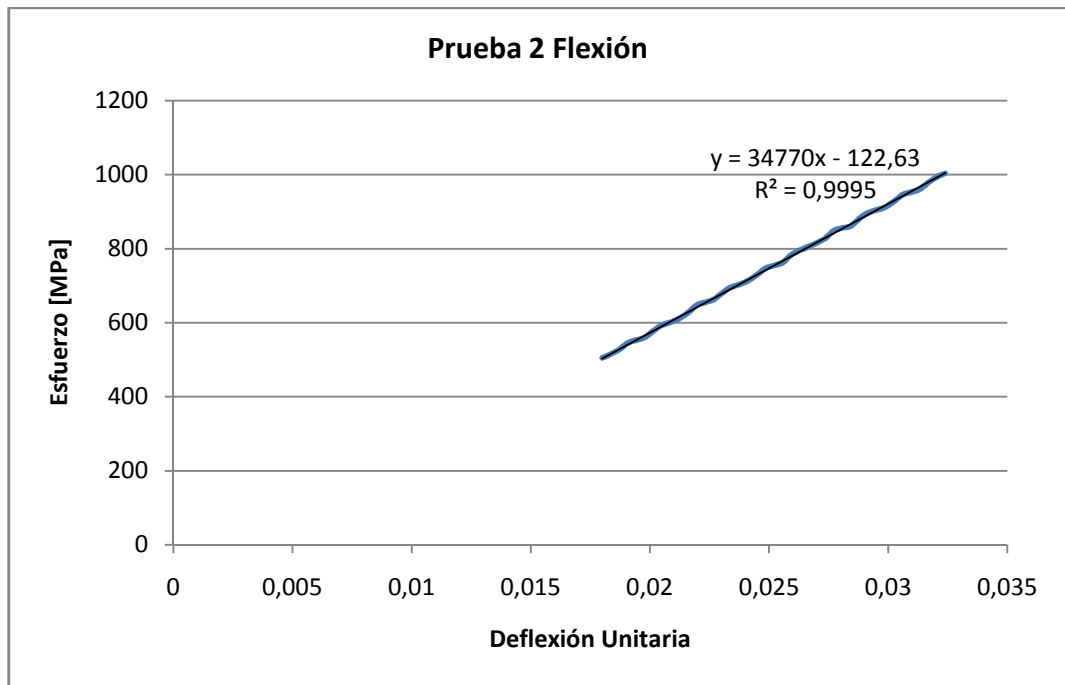
ANEXO C1. MODULO DE ELASTICIDAD EN COMPRESIÓN





ANEXO C2. MODULO DE ELASTICIDAD EN FLEXIÓN

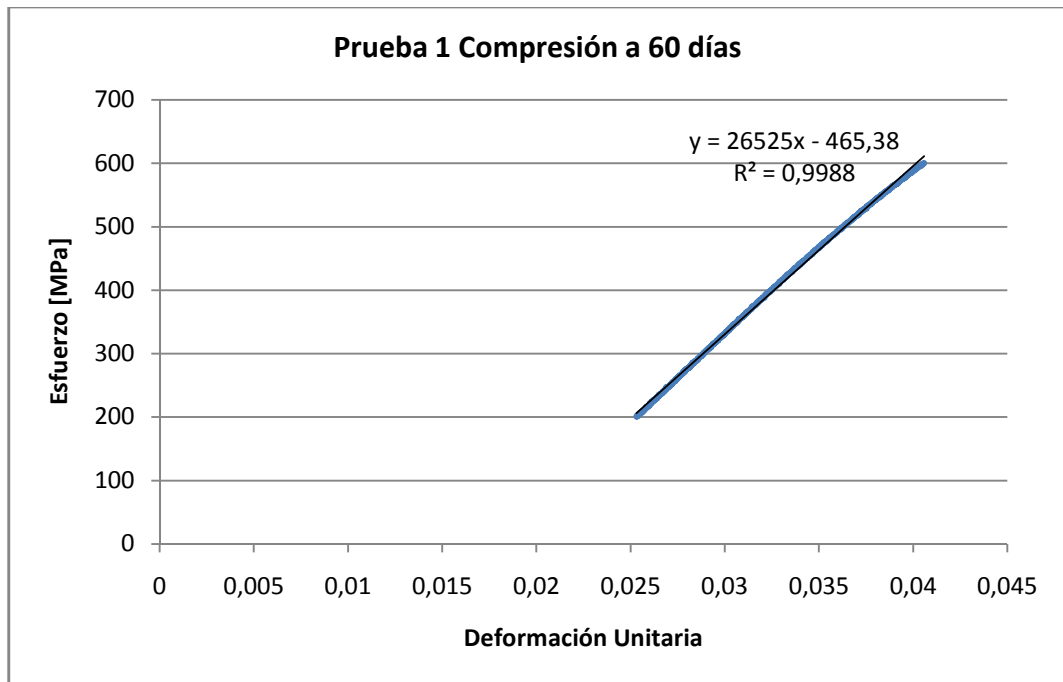


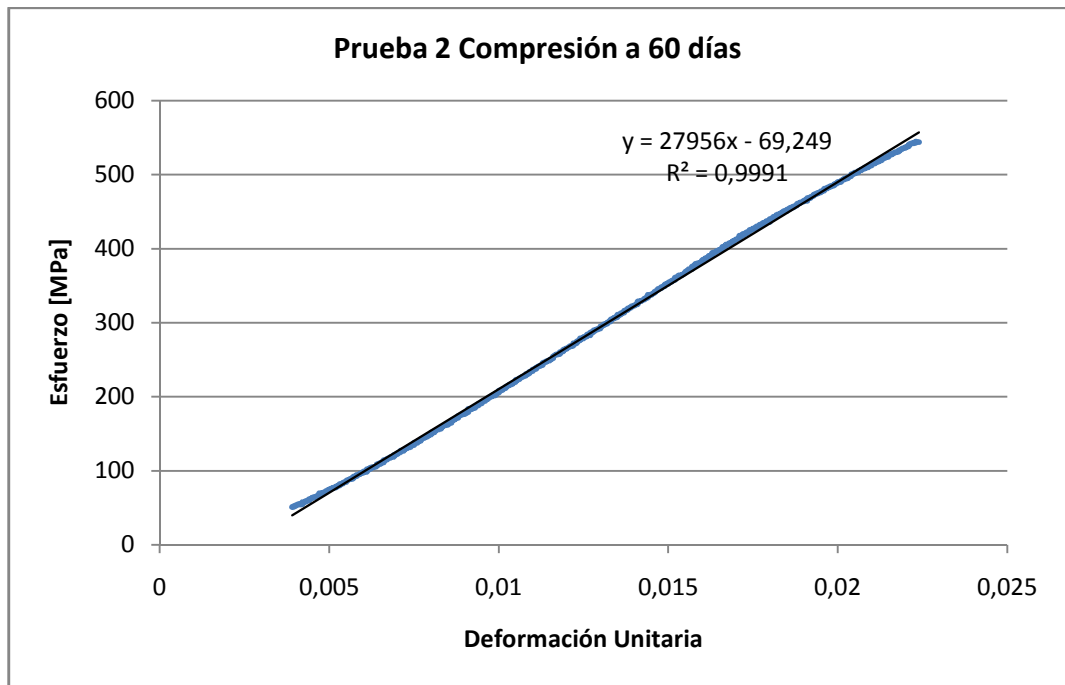


ANEXO D

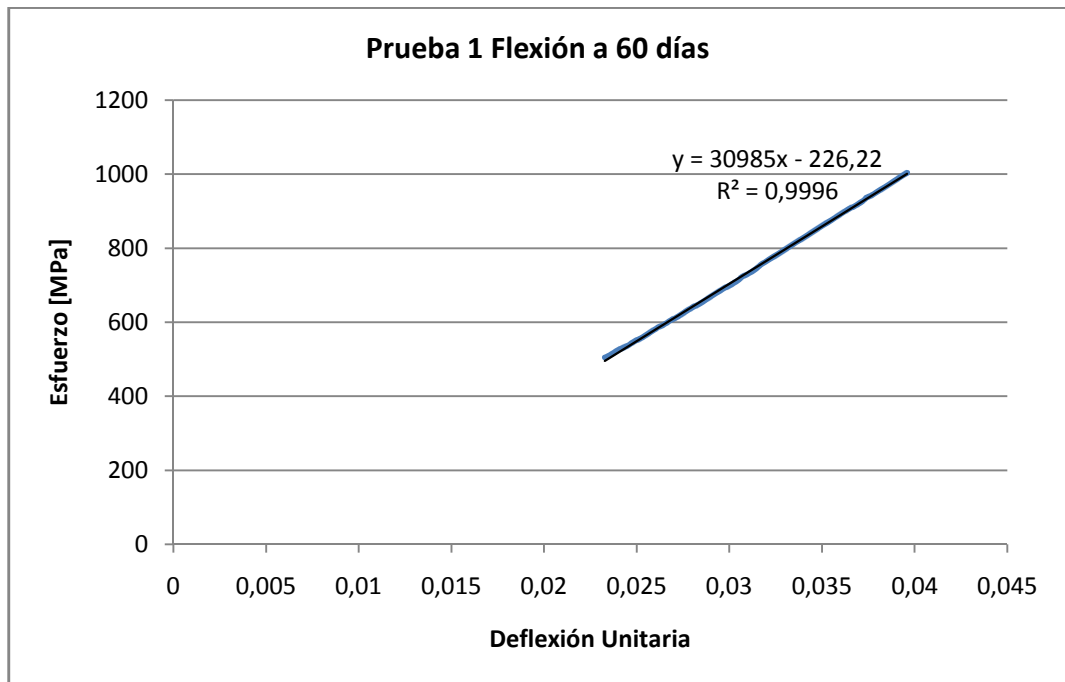
MODULO DE ELASTICIDAD DE LA ALEACIÓN TIADYNE DESPUÉS DE LA EXPOSICIÓN EN SOLUCIÓN DE SALIVA ARTIFICIAL

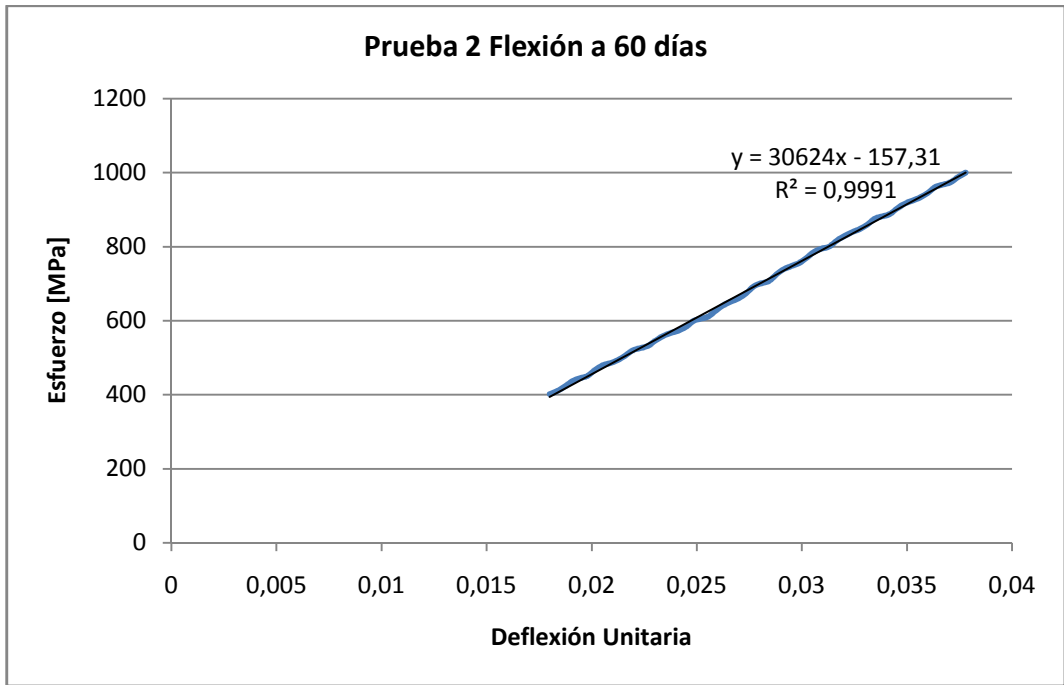
ANEXO D1. MODULO DE ELASTICIDAD EN COMPRESIÓN A 60 DÍAS



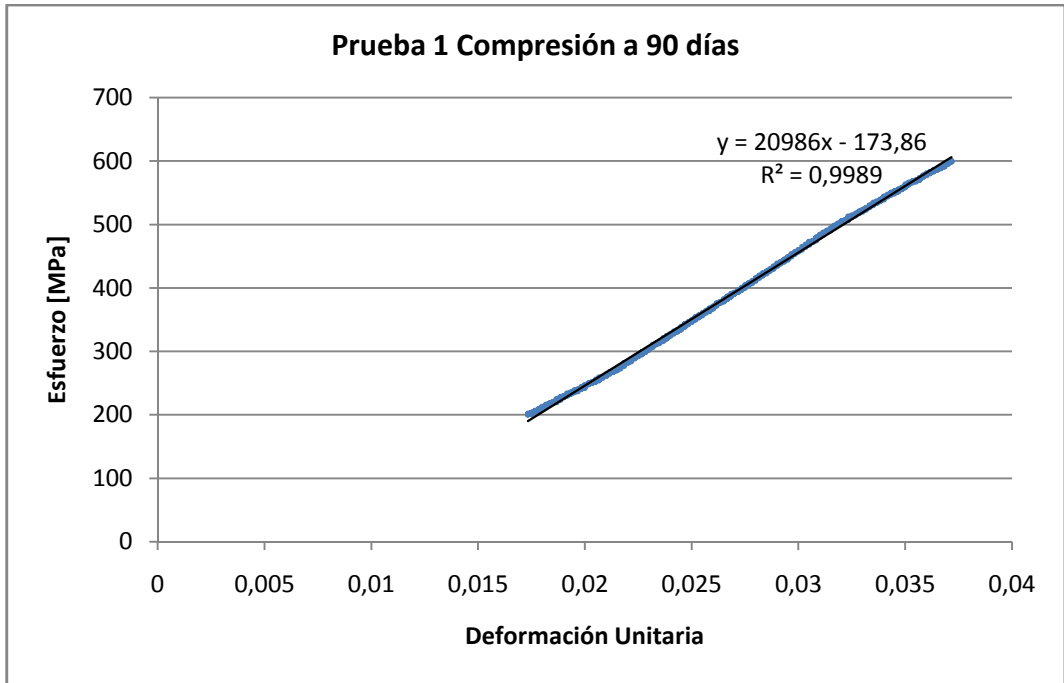


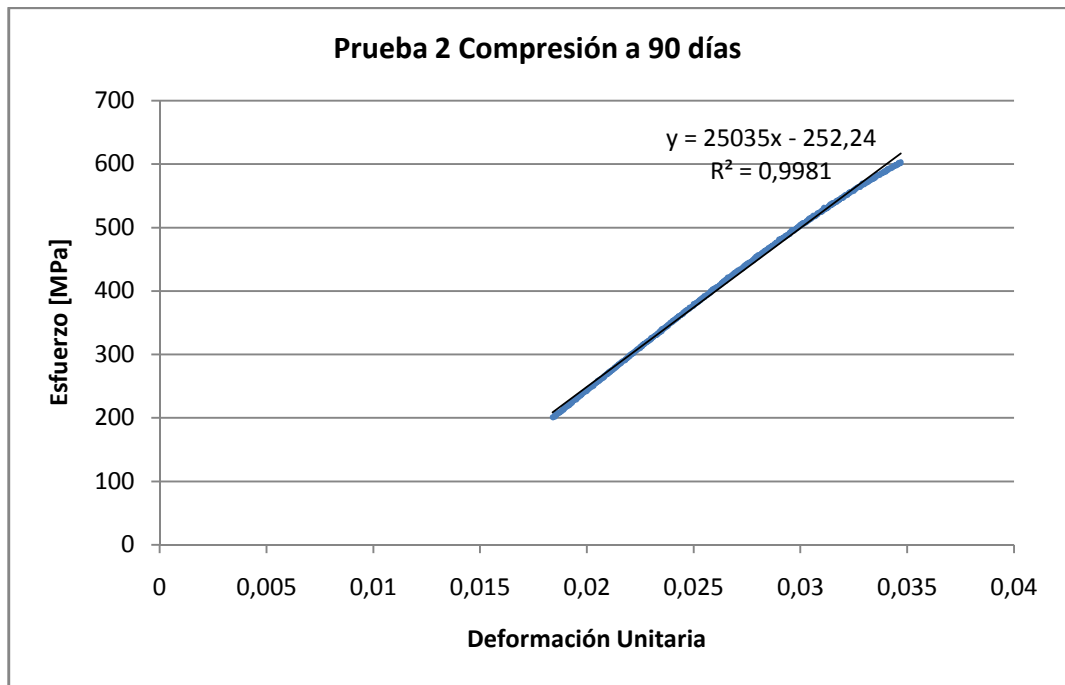
ANEXO D2. MODULO DE ELASTICIDAD EN FLEXIÓN A 60 DÍAS



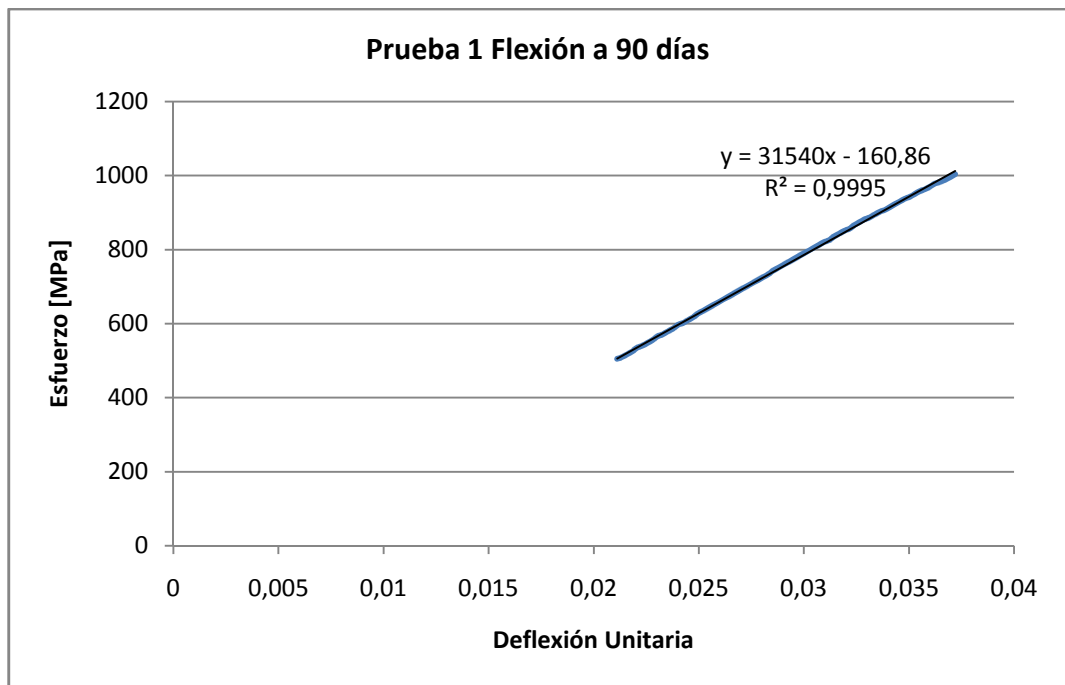


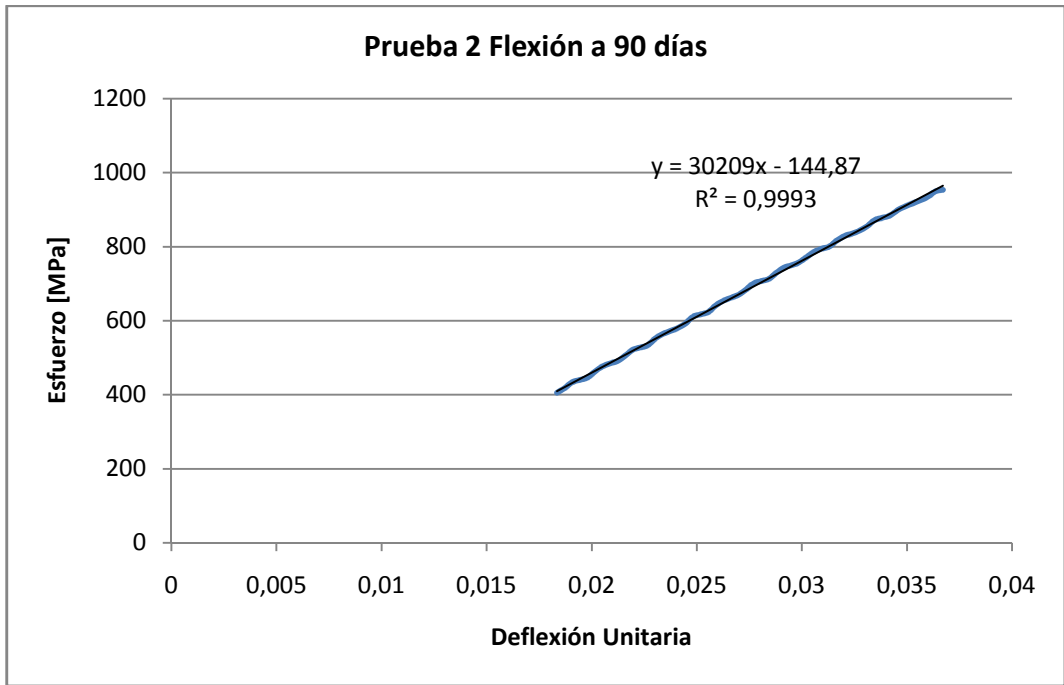
ANEXO D3. MODULO DE ELASTICIDAD EN COMPRESIÓN A 90 DÍAS



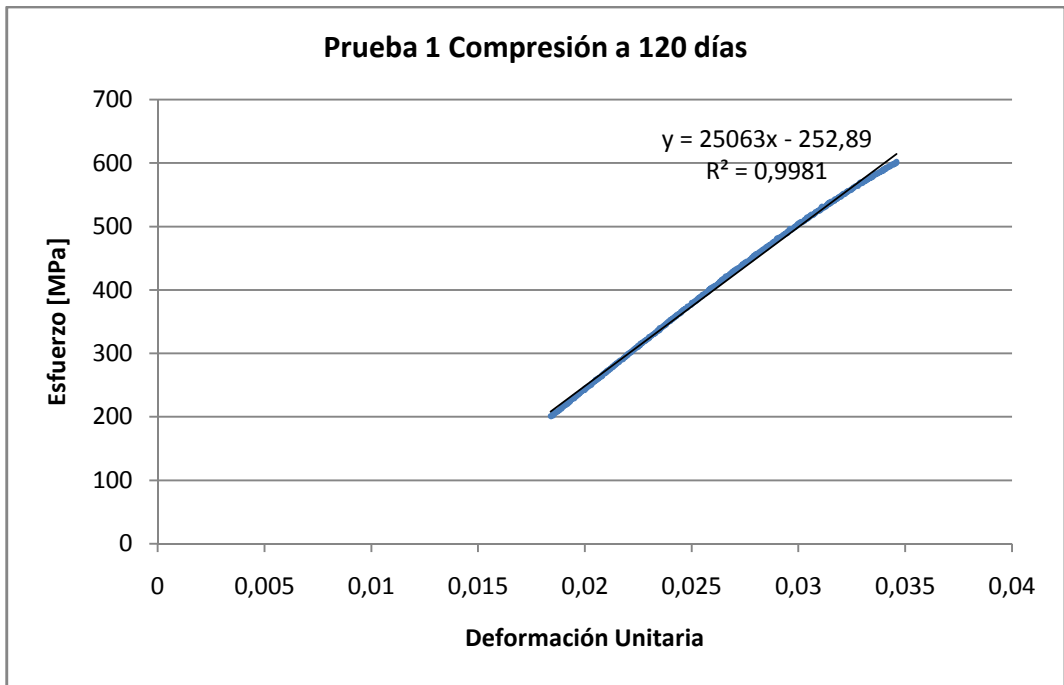


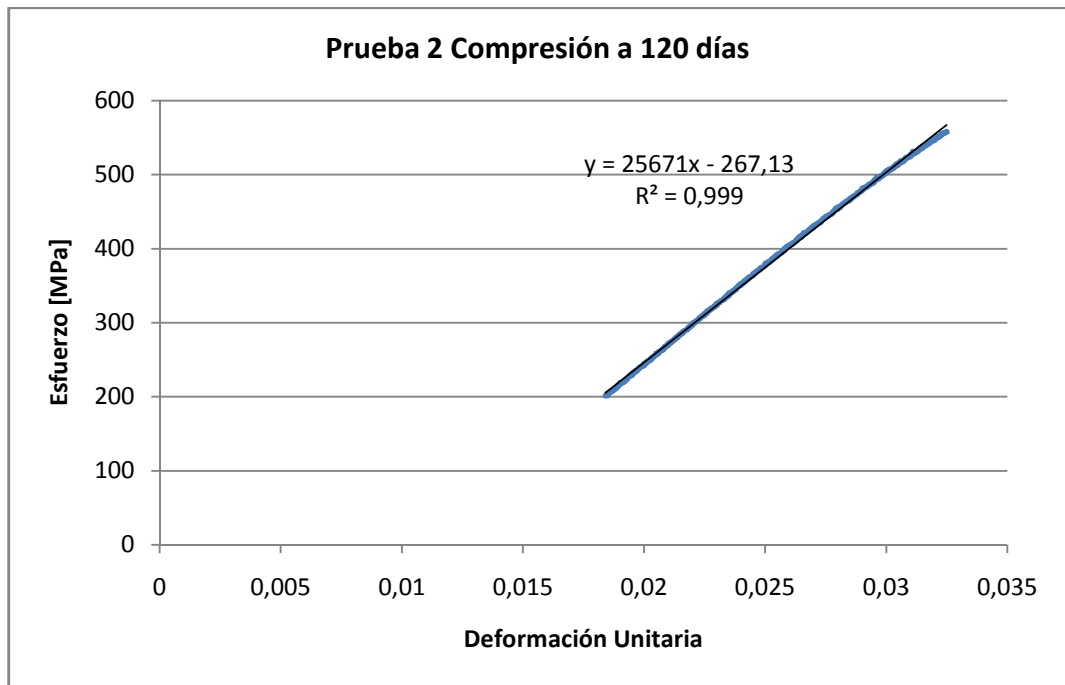
ANEXO D4. MODULO DE ELASTICIDAD EN FLEXIÓN A 90 DÍAS





ANEXO D5. MODULO DE ELASTICIDAD EN COMPRESIÓN A 120 DÍAS





ANEXO D.6 MODULO DE ELASTICIDAD EN FLEXIÓN A 120 DÍAS

