

# Caracterización química de tornillos de PLGA para fijación de fracturas óseas

S.L. Gómez-Castellanos<sup>1</sup>, L.J. Villarreal-Gómez<sup>1,2</sup>, T. Ng<sup>3</sup>, R. Vera-Graziano<sup>4</sup>, A.L. Iglesias<sup>1</sup>, E. Serena-Gómez<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Escuela de Ciencias de la Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Baja California, Tijuana, México

<sup>2</sup> Facultad de Ciencias Química e Ingeniería, Universidad Autónoma de Baja California, Tijuana, México

<sup>3</sup> Oakland Oral and Maxillofacial Surgery, Oakland, California, United States.

<sup>4</sup> Instituto de Investigaciones en Materiales, Universidad Nacional Autónoma de México, D. F., México

<sup>5</sup> Centro de Ciencias de la Salud, Universidad Autónoma de Baja California, Tijuana, México.

**Resumen-** Uno de los principales problemas que se presentan en un procedimiento quirúrgico para la fijación de fracturas en el área maxilofacial es la fractura de los tornillos de fijación al momento de la instalación. Dichos tornillos solo son necesarios cuando la fractura ósea está regenerándose. Sin embargo, después de sanar la fractura, los tornillos siguen estando presentes por más tiempo del necesario. Es por eso que es necesario diseñar tornillos capaces de reabsorberse y estén presentes en el hueso solo el tiempo de reparación de la fractura. El objetivo del proyecto es el caracterizar químicamente tornillos comerciales de PLGA reabsorbibles para la fijación de fracturas óseas. Para este fin, se utilizaron las siguientes técnicas DSC, TGA, FTIR, y SEM. Las imágenes SEM mostraron el diseño y el método de fabricación, el cual fue método de inyección por moldeo. El espectro infrarrojo fue semejante al PLGA manteniendo los grupos funcionales principales. La temperatura de transición vítrea del tornillo alcanza los 153.58°C y la temperatura donde empieza la degradación es de 280°C. Los resultados servirán para el diseño y mejoramiento de los tornillos reabsorbibles.

**Palabras clave.-** Caracterización química, tornillos reabsorbibles, fijación de fracturas óseas.

## I. INTRODUCCIÓN

Los tornillos reabsorbibles para la fijación de membranas están disponibles, sin embargo, estos no son fáciles de utilizar y tardan más de un año en reabsorberse. Las formulaciones más comunes son las que utilizan poli (ácido glicólico) (PGA) al 90% y ácido láctico (LA) al 10%. En el mercado diferentes compañías han cambiado sus formulaciones a PGA al 85% y LA al 15% [1]. Esta ligera modificación no tiene significancia clínica. El tiempo de fijación deseada es de 2 meses y de 3 a 4 meses para su completa resorción, sin embargo, el tiempo de fijación de un mes con 6 meses de completa degradación es aceptable. Para poder diseñar tornillos con un tiempo de resorción de 3 a 4 meses se pueden

ajustar las proporciones de PGA y LA. Se sabe que el incrementar la proporción de LA puede hacer al tornillos más reabsorbibles, a pesar de esto, entre mas LA se utiliza se generan más problemas en la instalación del tornillo en el hueso ya que las propiedades mecánicas disminuyen [2].

Por lo tanto, en este trabajo se realizó la caracterización química de tornillos comerciales para la fijación de fracturas óseas, con el objetivo de tener parámetros de referencia, que servirán para el mejoramiento en el tiempo de degradación de dichos tornillos.

## II. METODOLOGÍA

### *Muestras*

Los tornillos fueron donados por una casa comercial, y fueron utilizados para su caracterización sin ninguna modificación.

### *Calorimetría Diferencial de Barrido (DSC)*

Las muestras fueron evaluadas en el equipo TA instruments DSC Q100, se utilizó una velocidad de calentamiento de 10°C/ min, en un intervalo de temperatura de 0°C hasta los 250°C y en una atmósfera de nitrógeno. El termograma fue analizado por el software TA Universal Analysis [3].

### *Análisis Termogravimétrico (TGA)*

El análisis termogravimétrico se realizó para determinar la pérdida de masa del PLGA en función de la temperatura, para observar su proceso de descomposición. El termograma fue analizado por el software TA Universal Analysis [3].

### *Infrarrojo con Transformada de Fourier (FTIR)*

Espectroscopia de infrarrojo por la transformada de Fourier por reflectancia total atenuada se empleado un equipo ATR-Thermo Scientific Nicolet 6700. Los espectros se obtuvieron en el intervalo de 4000-400  $\text{cm}^{-1}$  [3].

#### Microscopia electrónica de barrido (SEM)

Los estudios de microscopia electrónica de barrido se llevaron a cabo para observar la morfología y homogeneidad de los tornillos de PLGA [3].

### III. RESULTADOS

#### Calorimetría Diferencial de Barrido (DSC)

En la figura 1 se puede observar la temperatura de transición vítrea (Tg) del poli (ácido láctico) (PLA) que corresponde a 61.3°C así como la del poli (ácido glicólico) PGA que corresponde a 50.9°C, se observa que la temperatura de transición vítrea del copolímero alcanza los 153.58°C.

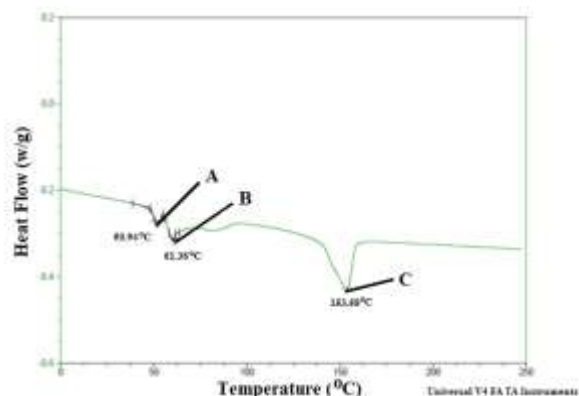


Figura 1. Termograma del DSC de tornillos comerciales: (A) Tg del poli (ácido láctico). (B) Tg del poli (ácido glicólico). (C) Tg de poli (ácido láctico-co-glicólico).

#### Análisis Termogravimétrico (TGA)

Los resultados de los termogramas realizados a los tornillos con la técnica de TGA mostraron que la temperatura de degradación del PLGA es aproximadamente a partir de los 280°C (figura 2).

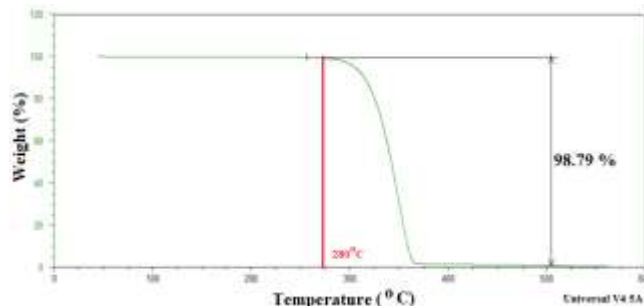


Figura 2. Termograma del TGA de los tornillos.

#### Infrarrojo con Transformada de Fourier (FTIR)

Se muestra el espectro infrarrojo obtenido al caracterizar los tornillos, se observa que los grupos funcionales mostrados concuerdan con los espectros de referencia en la literatura [4].

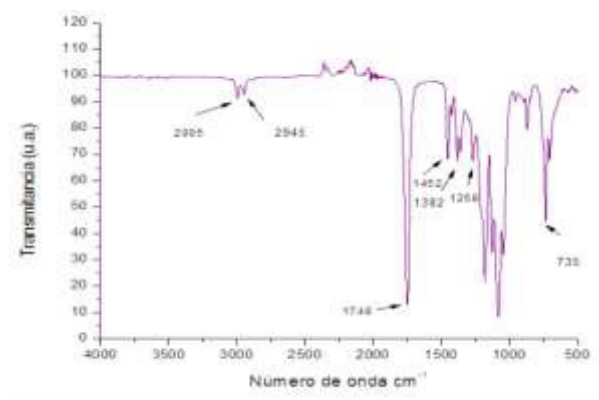


Figura 3. Espectro infrarrojo de los tornillos comerciales.

En el rango de número de onda de 2995  $\text{cm}^{-1}$  y 2945  $\text{cm}^{-1}$  se muestran los hidrocarburos alifáticos ( $\text{CH}_3, \text{CH}_2$ ); el pico en 1748  $\text{cm}^{-1}$  corresponde al grupo carbonilo ( $\text{C}=\text{O}$ ), en los 1452  $\text{cm}^{-1}$  ( $\text{CH}_3$ ), 1382  $\text{cm}^{-1}$ , 1268  $\text{cm}^{-1}$  corresponde a metileno ( $\text{CH}_2, \text{CH}$ ) Esto da evidencia que el tornillo caracterizado es de PLGA (figura 3).

#### Microscopia electrónica de barrido (SEM)

En la figura 4 se observa que el tornillo fue fabricado mediante el método “Moldeo por inyección” ya que se puede observar el punto de inyección en la punta inferior del tornillo. Se muestra el área superior y lateral del tornillo, también, se observa la hendidura que hace notar que está fabricado por moldeo.

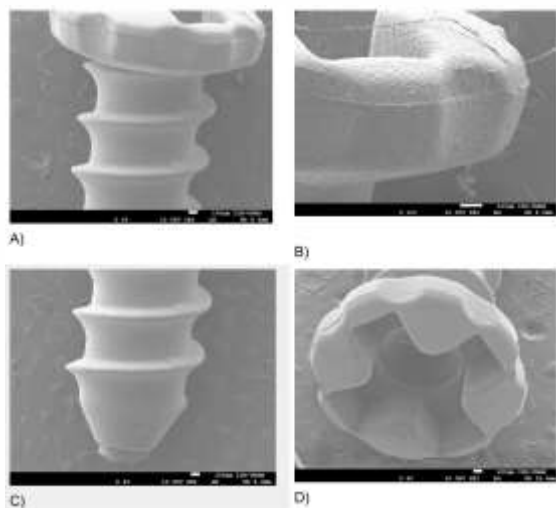


Figura 4. Micrografía del tornillo comercial: A) Vista lateral (electrones secundarios). B) Vista lateral superior (electrones secundarios) (100 x). C) Vista lateral inferior (electrones secundarios) (40 x). D) Vista frontal superior (electrones secundarios) (40 x).

#### IV. DISCUSIÓN

El propósito de este trabajo fue el caracterizar químicamente tornillos reabsorbibles para la fijación de fracturas óseas provenientes de una casa comercial. Esto con el objetivo de crear estrategias y formulaciones que nos permitan diseñar tornillos propios pero con una mejor tasa de degradación. Aunado a las pruebas químicas también se están realizando pruebas mecánicas y biológicas. El interés de la casa comercial en este tipo de estudios es poder tener información relevante acerca de sus productos. Los resultados obtenidos en esta investigación nos permitirán tener valores de referencia que nos sirvan para determinar los criterios que deben permanecer en los tornillos, cuando se realicen las modificaciones a los sistemas.

En lo que respecta a los resultados obtenidos, el termograma DSC para evaluar la temperatura de transición vítrea de los tornillos, nos arrojó un valor de  $153.58^{\circ}\text{C}$ , la cual es una temperatura mucho más elevada que las temperaturas de transición vítrea de los PLA y PGA por separado. Sin embargo, al revisar la literatura, se ha reportado que el PLGA 85/15, es un polímero único, con propiedades aleatorias y está constituido por largas cadenas de secuencias ácido L-Láctico y el cual exhibe una cristalinidad de aproximadamente el 7%. Los termogramas DSC de dicha investigación muestran dos endotermas con diferentes Tg, uno de  $125^{\circ}\text{C}$  y el otro de  $160^{\circ}\text{C}$ . Así

mismo, después de 12 semanas se presenta un exoterma, que se crea entre los  $75^{\circ}\text{C}$  y los  $110^{\circ}\text{C}$ , seguido de la fusión del polímero a los  $140^{\circ}\text{C}$  [5]. Esta comparación sobre los termogramas DSC nos da evidencia que los tornillos analizados son de PLGA 85/15, ya que los valores de Tg corresponden. Por otro lado, las propiedades térmicas de PLGA puro y placas de PLGA la cuales fueron fabricados por inyección por moldeo se han reportado que corresponden a una temperatura de degradación de  $255^{\circ}\text{C}$  y  $302^{\circ}\text{C}$ , respectivamente [6]. La temperatura de degradación de nuestro estudio tiene un valor de  $280^{\circ}\text{C}$  en el termograma del TGA, lo cual está dentro de las dos temperaturas reportadas de PLGA 85/15. En lo que respecta al espectro FTIR corresponde al espectro de referencia del copolímero PLGA reportado en la literatura [4]. Finalmente, como se puede ver en la figura 4, en los tornillo se pueden visualizar 2 líneas, una en la cabeza (figura 4; B) y en el cuerpo del tornillo, así como un remanente de material inyectado (figura 4; C), esto indica que el proceso de fabricación del tornillo fue moldeo por inyección. Así mismo, en la (figura 4; D) se pueden observar en la parte superior de la cabeza la forma de cruz que termina en un círculo profundo, esto con el objetivo de ser fácilmente instalado por un desarmador convencional utilizado en cirugía. Todos estos resultados, dan evidencia que los tornillos fueron fabricados por moldeo por inyección en una proporción de 85% PGA y 15% PLA.

#### V. CONCLUSIÓN

El objetivo del proyecto fue el caracterizar químicamente tornillos comerciales para fijación de fracturas óseas, los cuales fueron donados por una casa comercial, esto con el propósito de obtener valores de referencias, Los resultados servirán para el diseño y mejoramiento de los tornillos reabsorbibles ya que se pretende integrar diferentes proporciones de gelatina para aumentar la hidrofiliidad y aumentar la tasa de degradación; después de los cambios se pretende realizar la misma caracterización y comparar las alteraciones a las propiedades químicas de los tornillos.

#### RECONOCIMIENTOS

Los autores agradecen a la Maestría y Doctorado de Ciencias Químicas e Ingeniería, Universidad Autónoma de Baja California, MYDCI-UABC. DGAPA-UNAM: IN108913 y CONACYT: CNPq-174247.

#### IV. REFERENCIAS.

[1] A. García Novalvos, M. Clavel-Sainz, J. Meseguer, A. Gabardo,

- F. Santoja, "Poliésteres PLA/PGA biodegradables en Cirugía Ortopédica: Estudio de su degradación y sustitución por tejido óseo", *Revista Ortopédica de Traumatología*. Vol. 40, pp. 500-10, 1996.
- [2] E. Aydin, V. Hasirci, "Biodegradable Hard Tissue Implants. Journal of Siberian Federal University", *Biology*. Vol. 1, pp. 3-17, 2010.
- [3] C.D. Carvalho-Erbetta, R.J. Alves, J. Magalhães-Resende, R. Fernando de Souza-Freitas, R. Geraldo de Sousa, "Synthesis and Characterization of Poly (D,L-Lactide-co-Glycolide) Copolymer", *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*, vol. 3, pp. 208-225, 2012.
- [4] C. D'Avila, C. Erbeta, "Synthesis and Characterization of Poly (D,L-Lactide-co-Glycolide) Copolymer", *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*. Vol. 3, pp. 208-225, 2012.
- [5] M. Zilberman, "Dexamethasone loaded bioresorbable films used in medical support devices: Structure, degradation, crystallinity and drug release", *Acta Biomaterialia*. Vol. 1, pp. 615-624, 2005.
- [6] J.S. Park., S.K. Kang, "A Study on Surface, Thermal and Mechanical Properties of Absorbable PLGA Plate". *International Journal of Control and Automation*". Vol.6, No.6, pp.73-82, 2013.