

HIDROXIAPATITA: EL BIOMATERIAL IDEAL

Gema González¹, Altair Contreras²

1: Laboratorio de Materiales, Centro de Ing. Materiales y Nanotecnología,
Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas, Caracas, Venezuela

2: Universidad Central de Venezuela, Escuela de Ing. Metalúrgica y Ciencia de Materiales, Fac. Ingeniería

* e-mail: gemagonz@ivic.gob.ve

RESUMEN

En el presente trabajo se estudia el diseño de andamios 3D de hidroxiapatita con diferentes porosidades para ser utilizados como implantes óseos, mediante la variación de algunos de los parámetros de sinterización: tiempo, temperatura y contenido de porosificador. Así mismo, fue objeto de estudio, la relación existente entre la microestructura obtenida para cada condición de sinterización con las propiedades de compresión de las probetas. La caracterización química y estructural se realizó mediante las técnicas de espectroscopía de Infrarrojo y difracción de rayos X, mientras que la caracterización física y morfológica de las muestras se realizó mediante el método de inmersión en líquido, ensayos de compresión y a través de la técnica de Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) respectivamente, con el objetivo de establecer una correlación entre la microestructura, propiedades mecánicas y la porosidad.

Palabras Claves: hidroxiapatita, andamios tridimensionales, reemplazos óseos

ABSTRACT

In the present work the design of 3D scaffolds of hydroxyapatite with different porosities for applications in bone implants is studied through the variation of some sintering parameters such as time, temperature and porosity content. Also the relationship between the microstructure obtained for each condition and their mechanical properties was studied. The chemical and structural characterization was carried out by infrared spectroscopy and x-ray diffraction, while the physical and morphological characterization of the samples was performed by liquid immersion compression test and scanning electron microscopy, respectively, with the aim of establishing a correlation between microstructure, mechanical properties and porosity.

Keywords: hydroxyapatite, three-dimensional scaffolds bone replacements

1. INTRODUCCIÓN

Desde hace varios años, las investigaciones relacionadas con el desarrollo de implantes de tejidos óseos, buscan simular, a través de la implementación de esquemas de síntesis y procesamiento de materiales, estructuras que permitan obtener piezas que cumplan con las características químicas, morfológicas y de propiedades mecánicas, que garanticen el buen desempeño del implante, con la finalidad de reducir la posibilidad de rechazo por parte del tejido circundante y de promover la aposición del tejido óseo. Una de las estrategias consiste en diseñar andamios tridimensionales que permitan a las células adherirse y guíen el crecimiento del nuevo tejido. En general, para regeneración ósea los andamios porosos parecen ser los más apropiados. El tipo, tamaño e interconectividad de los poros es de vital importancia. Por otro lado la hidroxiapatita (HA) es un fosfato de calcio ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}$) con composición similar a la parte mineral del tejido óseo, es biocompatible y bioactiva, por lo cual es un material ideal para regeneración ósea. El estudio de sus propiedades ha sido de gran relevancia en los últimos años, por su potencial aplicación médica para trasplantes óseos y dentales [1-5]

Muchos métodos se han empleado para el diseño de andamios [6-8]. En todos los casos la importancia de propiedades físicas tales como porosidad, geometría del poro, interconectividad y topografía de la superficie han sido reportadas como parámetros críticos para lograr respuestas biológicas específicas que afecten la función celular para promover la regeneración del tejido [9].

En el presente trabajo, se presenta un estudio del diseño de entramados porosos tridimensionales de hidroxiapatita, para ser utilizada como implantes óseos, mediante la variación de algunos de los parámetros de

sinterización: tiempo, temperatura y contenido de porosificador, con el objetivo de establecer una correlación entre la microestructura, propiedades mecánicas y la porosidad.

2. PARTE EXPERIMENTAL

La síntesis de hidroxiapatita (HAp) se realizó utilizando el método de vía húmeda de acuerdo a ref[10].

Luego se procedió a la preparación de las mezclas con el PVA (polivinil alcohol), el cual es utilizado como porosificador, debido a que se volatiliza completamente a las temperaturas de los tratamientos térmicos seleccionados (aproximadamente su evaporación se inicia a 250°C). Previamente se hizo pasar el PVA por un tamiz malla 48. Los porcentajes de porosidad deseados fueron de 25, 50 y 75%, por lo que se mezclaron estas cantidades de PVA con HAp.

Se utilizaron tres porcentajes en volumen del polímero (25%, 50% y 75%). Luego, se procedió a la fase de sinterización, en un horno de mufla Marca Lindberg Serie 1700, con temperatura máxima de calentamiento de 1700 °C, para lo cual se diseñó una matriz de tratamientos térmicos que consta de tiempos comprendidos entre 2, 5, 10, 15 y 20 horas y temperaturas de 900, 1000, 1100, 1150, 1250 y 1300 °C, con el fin de diseñar materiales con diferente grado de porosidad.

Las muestras fueron caracterizadas estructuralmente mediante espectroscopia de infrarrojo con transformada de fourier (FTIR) y difracción de rayos X (DRX), y morfológicamente microscopia electrónica de barrido (MEB).

Las medidas de porosidad se realizaron siguiendo el procedimiento descrito en la norma ASTM: C 373-72 "Water Adsorption, Bulk Density, Apparent Porosity, and Apparent Specific Gravity of Fired Whiteware Products"[11], determinándose el volumen de poros abiertos y la porosidad aparente. Se realizaron ensayos de compresión en probetas cilíndricas, con una relación altura: diámetro igual a dos, siguiendo la norma ASTM C773-88, "Standard Test Method for Compressive (Crushing) Strength of Fired Whiteware Materials"[12]

Las caras superior e inferior de la probeta deben ser paralelas por lo que se rectificaron manualmente con papel abrasivo de SiC N° 600. Se utilizó una máquina tracción/compresión MTS 810. La velocidad de platina utilizada fue de 3 mm/min.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Los resultados correspondientes a la porosidad abierta o aparente (%Pa) y a la densidad volumétrica (Db), de las muestras sinterizadas para todas las temperaturas, tiempos y diferentes porcentajes de porosificador y a las variaciones de porosidad abierta con respecto a la temperatura, para todos los tiempos de sinterización y porcentajes de PVA utilizados, se muestran en la Fig 1.

Para las tres composiciones HAp-PVA, la tendencia de las curvas es diferente para bajos tiempos (2 y 5 horas) y altos tiempos de sinterización (10,15 y 20 horas). Para 2 y 5 horas, las curvas, muestran un ligero aumento en la porosidad a 1200°C y 1250°C, respectivamente. Este comportamiento se asocia a la transformación de fase observada por DRX e IR. Sin embargo, la tendencia observada es la disminución de la porosidad con la temperatura de sinterización. Para 10,15 y 20 horas, la porosidad disminuye en forma notoria con respecto a la temperatura, no así con el tiempo. Este comportamiento se espera para todos los sistemas, debido a que el aumento de la temperatura promueve la difusión y por tanto el contacto entre las partículas. La disminución de la porosidad abierta con la temperatura se acentúa para la composición 75%HAp-25%PVA, variando entre 50% y 20% aproximadamente para el intervalo de temperaturas comprendido entre 1100°C y 1300°C, mientras que para la composición 50%HAp-50%PVA, la disminución de la porosidad es de aproximadamente 10%, en todo el intervalo de temperaturas, esto se cumple para ambas composiciones en el intervalo de 10 a 20 horas de sinterización. Para la composición 25%HAp-75%PVA, la disminución de la porosidad es de 30% aproximadamente. Este cambio es notable a partir del intervalo de temperaturas comprendido entre 1200°C y 1300°C y entre 15 y 20 horas de sinterización. Estos resultados, se relacionan con el alto contenido de porosificador, que promueve el aumento en la velocidad de contracción a diferencia de los resultados descritos para la composición 75%HAp-25%PVA, en la cual la tendencia de la curva se debe al elevado contenido de HAp, lo que permite una consolidación más rápida debido al incremento en los puntos de contacto entre las partículas [13].

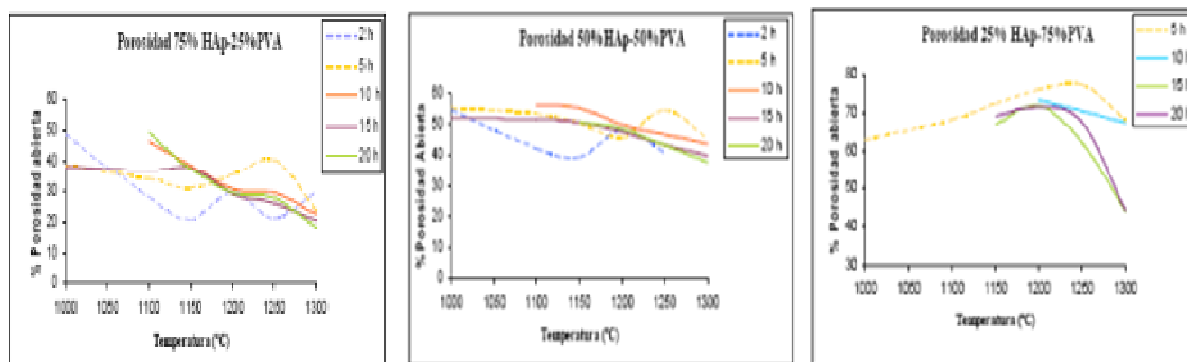


Figura 1. Variación de la porosidad con respecto a las temperaturas de sinterización, para cada tiempo y porcentaje de PVA: a) 75% HAp-25% PVA. b) 50% HAp-50% PVA. c) 25% HAp-75% PVA.

Por otra parte, en el presente trabajo, se busca la obtención de piezas porosas, por lo que incrementos de porosidad para ciertas condiciones de sinterización, no implican resultados desfavorables, aunque debe existir un compromiso entre la porosidad y la densificación de las paredes de la red porosa. De esta forma se seleccionan condiciones de sinterización donde se obtengan los valores de porosidad requeridos para el hueso trabecular (50 a 90%) y con densidades relativas inferiores a la unidad, que permitan obtener microestructuras semejantes al tejido óseo. Como se puede apreciar en las curvas, para todas las composiciones HAp-PVA, se obtienen valores altos de porosidad, aunque tomando en cuenta la falta de densificación alcanzada por las piezas con el máximo porcentaje de PVA, las composiciones 75% HAp y 50% HAp, presentan las mejores características para ser utilizadas como posibles reemplazos de piezas óseas.

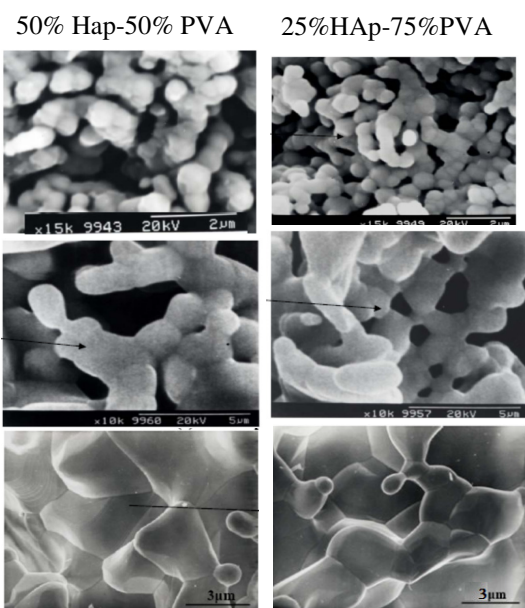


Figura 2. Fotomicrografías MEB de muestras con diferentes porcentajes de HA/PVA, sinterizadas a 1000°C por 20 h.

La Fig. 2, corresponden a las fotomicrografías de las muestras sinterizadas a 1000°C, 1250°C y 1300°C durante 20 horas, para contenidos de porosificador de 50% y 75%. Se puede observar que a medida que aumenta la temperatura, la densificación es mayor. Los tamaños de grano varían entre 0,5 y 1 µm para la composición 75% HAp. En los tres casos, se puede evidenciar una estructura de poros interconectados, característica fundamental deseada en piezas destinadas a implantes óseos.

Las medidas de resistencia a la compresión en estas muestras demostraron que las muestras sinterizadas por encima de 1250°C y 1300°C, fueron 25 kg/cm² y 50 Kg/cm², respectivamente. Los valores reportados de

resistencia a la compresión para el hueso trabecular [13, 14] se encuentran en el intervalo de 5.1 a 56 Kg/cm². Por lo cual las muestras sinterizadas a estas temperaturas presentan características de porosidad y resistencia a la compresión similares a las del hueso trabecular, a partir de lo cual se puede considerar que poseen características para ser utilizadas como implantes óseos.

4. CONCLUSIONES

La mezcla de HAP con PVA resultó en muestras, con porosidad en un intervalo comprendido entre 20 % y 70% para los porcentajes mínimos y máximos de porosificador respectivamente.

Se obtuvo una estructura de poros interconectados con tamaño de poros que vario entre 2 a 100 µm.

La resistencia a la compresión de las muestras sinterizadas a 1250 y 1300°C, resulto con valores similares a la del hueso trabecular.

Considerando las características de composición, biocompatibilidad, porosidad y resistencia a la compresión, los materiales obtenidos se pueden considerar excelentes opciones para ser utilizados como piezas para reemplazo óseo

5. REFERENCIAS.

- [1]. Hench L. J. Am. Ceram. Soc. 1991; 74 (7): 487-510.
- [2]. De Groot K, Klein CPAT, Wolke JGC, De Bleeck-Hogervorst JMA, "Chemistry of calcium phosphate bioceramics". En: Handbook of Bioactive Ceramics, vol. II (U.S.A.): CRC Press Inc., 1990, p. 3-16.
- [3]. Narasaraaju T. Phebe DE. J. Mater. Sci. 1996; 31: 1-21.
- [4]. Hing K, Best S, Bonfield W. J. Mater. Sci. 1999; 10: 135- 145.
- [5]. Hing KA, Best SM, Tanner KE, Bonfield W, Ravell PA. J. Mater Sci: Mater in Med. 1999; 10: 663-670.
- [6]. Williams DF. J. Mater. Sci. 1987; 22, 3421- 3445.
- [7]. Palmer LC, Newcomb CJ, Kaltz SR, Spoerke ED, Stupp SI. Chem. Reviews. 2008; 108: 4754-4783,
- [8]. Hutmacher DW. Biomaterials. 2000; 21: 2529-2543
- [9]. Tsang VL, Bhatia SN. Adv Drug Deliv Rev. 2004; 56:1635-1647
- [10]. Spadavecchia U, González G. Rev. Fac. Ing. 2007; 22 (4): 37-44.
- [11]. Norma ASTM C373-72: Standard Test Methods for Water Absorption, Bulk Density, Apparent Porosity, and apparent specific gravity of fired whiteware products, Filadelfia (EE.UU.): American Society for Testing and Materials, 1977.
- [12]. Norma ASTM C773-88: Standard Test Method for Compressive (Crushing) Strength of Fired Whiteware Materials, Filadelfia (EE.UU.): American Society for Testing and Materials (1999).
- [13]. Muralithran ,G; Ramesh S. Ceramics International, 2000; 6: 221-230.
- [14]. Rohl, I. J. Biomech. 1991; 24(12): 1143-1149.