

Determinación de la porosidad interconectada en piezas porosas de titanio, obtenidas por pulvimetalurgia y carbón superactivado como espaciador.

Determination of interconnected porosity in porous pieces of titanium, obtained by powder metallurgy and superactivated carbon as spacer.

Meléndez, Ángel José

Departamento de Metalurgia de la Universidad Politécnica Territorial de Puerto Cabello, (UPTPC), Zona Industrial Santa Rosa, Puerto Cabello, Venezuela.

esoj1960@gmail.com.

DOI: <https://doi.org/10.53766/CEI/2021.43.02.10>

Resumen

Los implantes protésicos de titanio presentan un módulo elástico mayor que el del hueso, absorbiendo la carga mecánica, causando el efecto de apantallamiento por tensiones mecánicas (ATM), ocasionando el aflojamiento de la prótesis. Un método para disminuir el módulo elástico es crear poros a la pieza de titanio mediante el método pulvimetalúrgico y carbón superactivado como espaciador. Con este método se obtuvo 27 piezas de sección rectangular, determinando su porosidad total e interconectada según el procedimiento de Arquímedes. Se requiere que las piezas posean porosidad mayor a 20 %, y tamaños de poros mayores a 100 μm ., para asegurar una excelente biointegración ósea. Esta investigación logró obtener porosidad total e interconectadas de 77,61 y 55% respectivamente, tamaños de poros entre 100 a 650 μm , recubiertos de una fase vítrea de sílice en su superficie.

Palabras clave: Implante protésico, Titanio poroso, Carbón superactivado, propiedades mecánicas, osteointegración.

Abstract

Titanium prosthetic implants have an elastic modulus greater than that of bone, absorbing mechanical load, causing the shielding effect due to mechanical stresses (SEMS), causing loosening of the prosthesis. One method to decrease the elastic modulus is to create pores in the titanium part using the powder metallurgical method and super activated carbon as a spacer. With this method, 27 pieces of rectangular section were obtained, and the total and interconnected porosity was determined according to the Archimedean procedure. The pieces are required to have porosity greater than 20%, and pore sizes greater than 100 μm ., To ensure excellent bone biointegration. This research managed to obtain total and interconnected porosity of 77.61 and 55% respectively, pore sizes between 100 and 650 μm , covered with a glassy silica phase on their surface.

Keywords: selection models, conceptual model, technology selection, water treatment, wastewater, small communities, rural environment.

1 Introducción

A nivel mundial, se prevé, para el 2050, que una de cada cinco personas será mayor de 60 años, además se prevé que la cantidad de los que tienen unos 80 años se multiplicará por cinco, esta proyección establece que muchas más personas sufrirán de deterioro óseo en el futuro (Oldani 2012). En Venezuela, un estudio realizado por el Centro de Investigaciones de Osteoporosis y Enfermedades Metabólicas del Hospital Universitario Ángel Larralde del estado Carabobo, reveló que la población venezolana de 10 a 25 años, el Pico de Masa Ósea (PMO), era alcanzado por los hombres a los 19 años y por las mujeres a los 22 años de edad, lo que implica que el deterioro óseo comienza a muy temprana edad. El estudio señala que 67 fracturas de cadera-fémur se producirán a diario en Venezuela para el año 2030 (Cabrera 2009), por lo que se requerirá un mayor uso de prótesis de cadera.

Las prótesis más utilizadas son las de titanio, este se caracteriza por tener un módulo elástico de unos 105 GPa, muy por encima del módulo de rigidez del hueso del ser humano, el cual es inferior a 30 GPa (Mohammad 2008), esta diferencia provoca en la interfaz hueso-prótesis, el fenómeno denominado apantallamiento por tensiones mecánicas (ATM), ocasionando, eventualmente, el aflojamiento de la prótesis. Esta diferencia se puede reducir creando poros por técnica pulvimetalúrgica, resultando piezas con estructura porosas, con un menor módulo de elasticidad que lo aproxima a valores éranos a la rigidez de los huesos, además estas porosidades fomentan la neoformación ósea (Oldani 2012, Domínguez 2011), esto permite la osificación de las cavidades, gracias a las células óseas, fundamentalmente los osteoblastos, generando de esta manera la osteointegración (Contreras-Varga y col., 2021). La porosidad no sólo se crea en el propio proceso pulvimetalúrgia (Moncayola 2020, Grinschpun y col., 2018), sino mediante espaciadores, como el carbón superactivado (CSA), que son los precursores de los poros.

El carbón superactivado es un material carbonoso, obtenido por la aglomeración de polvos de carbón activado con arcilla bentoníticas o caoliníticas, compactadas y sinterizadas, esto crea una estructura con una alta microporosidad. El espaciador aporta micro y macros porosidades interconectadas, necesarias para desarrollar la vascularización y la osteointegración (Oldani 2012), proporcionan un soporte estable y disminuyendo el módulo de elasticidad de la prótesis de titanio, a valores de módulos de rigidez próximos al hueso trabecular. La granulometría del espaciador debe ser tal, que la porosidad generada sea de un tamaño que esté entre 100 y 800 μm , además debe crearse microporos

menores a 2 nm, y canales que intercomunique poros menores a 100 μm , de tal manera que se facilite la osteointegración y la vascularización en la implantación femoral.

2 Metodología

Los seres humanos poseen huesos de variados tamaños y formas, cortos como los del tarso y carpo, (pies y manos), planos como los del cráneo y huesos largos como el húmero y el fémur. El fémur sufre traumas, fractura o defectos que en muchos casos son tratados y corregidos con prótesis metálicas.

Se pretende desarrollar un biomaterial cerámico-metálico (CERMET) con porosidad adecuada que logre obtener una rigidez próxima a la del hueso trabecular femoral, por lo que es necesario determinar la porosidad total, y la interconectada de piezas creadas mediante proceso pulvimetalúrgico y espaciador como generadores de poros.

El material usado para la confección de las piezas fue polvo de titanio grado 2, por ser este un material fácil de obtener en el mercado y estar ampliamente aceptado como biomaterial. El espaciador que se usó fue el carbón superactivado, este se consideró ventajoso frente a otros, por su bajo costo, facilidad de adquisición, factibilidad de su eliminación en la etapa de sinterización por la reacción de combustión entre el carbono y el oxígeno presente en los compuestos oxigenados propios del CSA y por el oxígeno atrapado entre los granos de los polvos compactados en la etapa de confección de las probetas.

En la combustión se produce gases (CO - CO_2 principalmente) que son expulsados a la atmósfera que rodea las probetas, generando una atmósfera reductora que protege al titanio de una acentuada oxidación. La expulsión de los gases coadyuva en la creación de poros interconectados, además este espaciador proporcionará el vidrio que cubrirá la superficie de los poros cuando la fase silicoaluminosa es fundida.

Se confeccionó 27 piezas de una mezcla de titanio grado 2 y carbón superactivado como espaciador, de 10, 30 y 50% de CSA, y sinterizadas a 800, 1000, 1200°C. Las probetas fueron caracterizadas mediante: observación con el Microscopio Óptico (MO), marca y modelo Micromaster Fisher Scientific y electrónico de barrido (MEB), marca FEI, modelo Inspect F50. Se estableció una codificación para las probetas confeccionadas, así, por ejemplo, para la muestra 1RA1, el primer número señala la correlación, en este caso primera probeta, la R representa probeta rectangular, la segunda letra significa el porcentaje de CSA., A es 10%, B es 30%, y C es 50%, el último número representa la temperatura de sinterizado, 1 es 800°C, 2 es 1000°C, y 3 es 1200°C.

La temperatura de sinterización, el tamaño, forma y porcentaje del CSA., influyen en la microestructura y morfología de los poros en las piezas porosas obtenidas, y ésta a su vez influye en las propiedades mecánicas, por lo que resultaría importante tener un conocimiento de la porosidad en cuanto a su proporción, forma y distribución.

Con el fin de generar osteointegración el componente debe tener una porosidad mínima del 60%, siendo esta porosidad interconectada y con un tamaño de poro comprendido entre 100 y 400 micrómetros

La creación de materiales porosos proporciona una fijación biológica mediante crecimiento de hueso en el interior de los poros, lo cual ancla el implante y aumenta la superficie de transmisión de cargas entre el implante y el hueso. El diámetro mínimo promedio de los macroporos ha de ser de 100 μm para dar el adecuado crecimiento, hacia su interior, de yemas vasculares y frentes osteoblásticos, el tamaño comercial habitual varía entre 100 y 400 μm . (Lascano 2012).

Se requiere determinar la densidad de la pieza porosa, porosidad total y porosidad intercomunicada, estas propiedades están influenciadas por el porcentaje de CSA., y la temperatura de sinterización. La determinación de estas propiedades se alcanzó mediante el uso de los extremos de las piezas obtenidas en el ensayo de flexión (Figura 1).

El cálculo de la densidad se llevó a cabo mediante el procedimiento de Arquímedes, de acuerdo a la norma ASTM C 373 – 88. La determinación de la porosidad total y la interconectada, se basó en la norma UNE-EN ISO 2738.

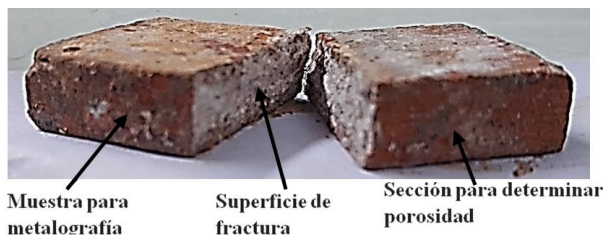


Fig. 1. Secciones de la probeta rectangular fracturada por ensayo de flexión, una para extraer la muestra para la preparación metalografía, y la otra para determinar la porosidad y densidad.

Por observación directa al microscopio óptico se pudo constatar que las probetas sinterizadas a 1200°C, tenían poros de tamaños superiores a 300 μm de diámetros promedios, por lo que fue necesario utilizar el método de Arquímedes en parafina, con esto se evaluó la densidad aparente, porosidad total y porosidad interna, por comparación con una densidad de referencia, de acuerdo a la norma UNE-EN ISO

2738. Las probetas sinterizadas a 800 y 1000°C, se utilizó el método de Arquímedes en agua.

Una primera aproximación al cálculo de la densidad aparente se realizó por el método geométrico que simplemente relaciona el peso con el volumen dimensional de la probeta en verde. El método de Arquímedes para obtener el volumen por desplazamiento de agua, de acuerdo con la norma ASTM C 373 – 88, se utilizó para las probetas sinterizadas.

La densidad de la pieza porosa, porosidad total, porosidad interconectada, se obtuvo por el método de Arquímedes de acuerdo con las Ecuaciones 1, 2, 3. En estas ecuaciones se encuentran conceptos tales como: peso inicial del material poroso en estado seco, la densidad del agua, la temperatura del agua, peso de la muestra saturada en parafina, y el peso de la muestra saturada sumergida en agua.

Para los cálculos se utilizaron las siguientes ecuaciones:

$$\rho = \left[\frac{\rho_0 \cdot \rho_{H_2O}}{P_{sat} - P_{sum}} \right] \quad (1)$$

$$P_{int} = \left[\frac{(P_{sat} - P_0) \cdot \rho_{H_2O}}{P_{sat} - P_{sum}} \right] * 100 \quad (2)$$

$$P = \left[\frac{\rho_0 - \rho}{\rho_0} \right] * 100 \quad (3)$$

Donde P_{int} es porosidad interconectada, P es porosidad total, ρ_0 es densidad del metal base, ρ es la densidad del metal poroso, P_0 es el peso inicial de la muestra seca, ρ_{H_2O} es la densidad del agua, P_{sat} , es el peso de la muestra saturada de agua o parafina, P_{sum} es el peso de la muestra saturada sumergida en agua destilada.

Para la obtención de la porosidad total fue necesario tener un patrón de referencia sin porosidad para poder comparar la densidad y obtener así la porosidad total, para este caso se utilizó 4,50 g/cm³ (Candel 2012), que es la densidad del titanio.

Para las probetas sinterizadas a 1200°C, el cálculo de la porosidad interconectada es conveniente recurrir al método de Arquímedes que está basado en la medida indirecta de la densidad a partir de inmersión de la probeta saturada con los poros sellados con parafina, este medio es el más conveniente cuando las muestras presentan macroporosidad. Cuando los poros son muy grandes ocurre bajo efecto de capilaridad, si se utiliza agua como medio de saturación. Antes de realizar el procedimiento de saturación, se removió la capa superficial de las probetas y se eliminó por secado en el horno, toda la humedad que podían contener. El secado se realizó en una mufla Thermolyne Furnatol II., posterior a esto, se procedió al pesado de las

muestras en una balanza analítica marca Adventures Ahaus (Figura 2).

Para las probetas sinterizadas a 800 y 1000°C se colocaron sobre una malla de acero y este arreglo en un envase de acero inoxidable con agua a 80°C., inicialmente el agua toca la superficie inferior de las probetas, cada ½ hora se le agregó agua a 80°C, hasta cubrir el 25% de la altura de la probeta, a las dos horas se suministró más agua hasta cubrir la probeta completamente, se dejó media hora más, y se dejaron enfriar por 24 horas, posteriormente se sacaron y se limpiaron con un papel absorbente, se pesaron sumergiéndola en agua destilada a temperatura ambiente, el arreglo de la balanza y recipiente se muestra en la figura 2.



Fig. 2. Arreglo de balanza y soporte de probeta, para el pesaje sumergido.

Para las probetas sinterizadas a 1200°C, se sumergieron en parafina a 105°C, durante una hora en un envase de acero inoxidable y colocadas sobre una malla de acero galvanizado. En el calentamiento la parafina se mantuvo levemente agitada mediante una varilla de vidrio. Pasado este tiempo se extrajo y se limpió el exceso de parafina, se dejaron en reposo suspendidas en el aire, a temperatura ambiente, durante 25 min, posterior se pesaron saturadas de parafina y sumergido en agua destilada (Figura 2).

La temperatura del agua destilada se midió para tenerla como referencia en el cálculo del empuje realizado por el agua en función de su densidad. La determinación de la porosidad total también se realizó siguiendo la metodología de Arquímedes en parafina.

Para el cálculo de las densidades y porosidades interconectadas se utilizó las Ecuaciones 1 y 2, respectivamente. La Ecuación 3, por su parte se utilizó para el cálculo de la porosidad total a partir de los datos obtenidos por el método de Arquímedes en parafina.

Además, se calculó la densidad relativa (ρ_r), la cual representa la proporción del volumen de la estructura sólida respecto al volumen de la probeta porosa y está definida como ρ^*/ρ_s , donde ρ^* es la densidad de la pieza porosa y ρ_s la del material que forma el sólido. Cuando $\rho_r < 0.3$ (30%), la pieza se considera como sólido celular (Espuma), si es mayor de 30% se considera como sólido poroso (Amigó y col., 2007).

3 Resultados y discusión.

En la tabla 1, se muestra que el parámetro que ejerce principalmente control sobre la porosidad, y consecuentemente sobre la densidad aparente, es el porcentaje de CSA., y la temperatura.

A mayor porcentaje de CSA y mayor temperatura de sinterización mayor es el porcentaje de porosidad, como consecuencia menor densidad, así se tiene que para la probeta 9RC3, resultó con una porosidad total de 77,61 y una interconectada de 55,16. Se observó que la densidad relativa estuvo entre 71 a 56%, correspondiendo la más baja a la probeta 9RC3, por lo que se considera a este material como sólido poroso y no celular, ya que para que este sea celular o espuma la densidad relativa debe ser menor a 30% (Amigó y col., 2007).

Tabla 1. Densidad aparente, porosidad total, porosidad interconectada, promedio, de las 27 muestras rectangulares a la temperatura de sinterización de 800, 1000, 1200°C.

Muestra	Densidad de las piezas porosas (g/cm ³)	Porosidad total (%)	Porosidad Interconectada (%)	Densidad relativa (g/cm ³)
1RA1	3,20	40,82	10,87	0,71
2RB1	2,92	54,19	15,84	0,65
3RC1	2,72	65,25	31,25	0,61
4RA2	3,52	27,87	25,75	0,78
5RB2	3,58	25,79	30,45	0,79
6RC2	2,98	51,07	43,83	0,66
7RA3	3,62	24,34	31,60	0,80
8RB3	3,12	44,05	35,84	0,69
9RC3	2,53	77,61	55,16	0,56

En la figura 3, se muestra la variación de la densidad respecto a la temperatura de sinterización y porcentaje de CSA, se observó que la tendencia es a la disminución uniforme para todas las temperaturas, exceptuando las sinterizadas a 1000°C, que aumentan de 3,52 a 3,58 g/cm³, considerando esta variación de 0,06 no significativa, y luego cae a 2,98.

Estos valores son promedios de tres probetas, es posible que si se aumenta el número de probetas esta diferencia sería estadísticamente despreciable. La figura 3, muestra que la densificación de 3,62 g/cm³,

para la probeta 7RA3, es mayor a la obtenida por la probeta 4RA2 ($3,52 \text{ g/cm}^3$).

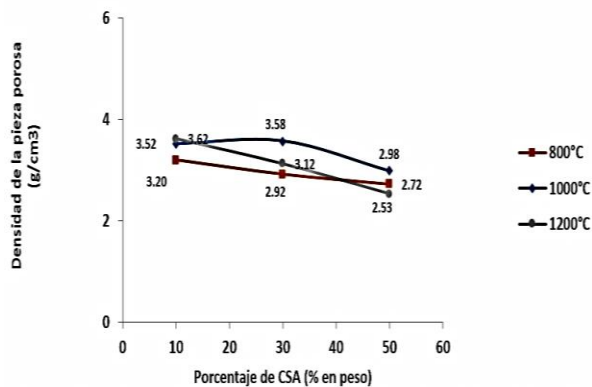


Fig. 3. Variación de la densidad de la pieza porosa rectangular con la temperatura y el porcentaje de CSA.

En la figura 4, muestra la variación de la porosidad total con respecto a la temperatura de sinterización y porcentaje de CSA, se aprecia un aumento de la porosidad total para todas las temperaturas, sobre todo las probetas sinterizadas a 1200°C, con una porosidad total máxima de 77,87%.

A porcentajes de 30 y 50% de CSA y a temperaturas de sinterización de 1200°C, el residuo de carbono del CSA, se terminó de calcinar, generando poco monóxido de carbono (CO) (atmósfera reductora), y energía térmica. Bajo estas condiciones, el efecto de la atmósfera reductora disminuye por lo que se propicia las condiciones para la descomposición del carbonato de calcio residual, generando CO_2 . A temperaturas tan altas como 1200°C, el dióxido de titanio reacciona con el CO, produciendo titanio metálico, por carbotermia, y CO_2 . El CO_2 total que se produce escapa a través de la probeta.

El aumento de la temperatura a 1200°C, ocasionó que los compuestos silicoaluminosos se fusionaran y fluyeran a través de los granos de titanio cercanos a los granos de CSA, el CO_2 producido atravesó el vidrio fundido dando como consecuencia poros abiertos y por ende un aumento de la porosidad (figura 5).

A porcentajes de 10 y % de CSA y a temperaturas de sinterización de 1200°C, no se aporta suficiente gas de combustión o de reacción para atravesar el vidrio fundido, quedando atrapado en los poros, disminuyendo así la porosidad (24,31%).

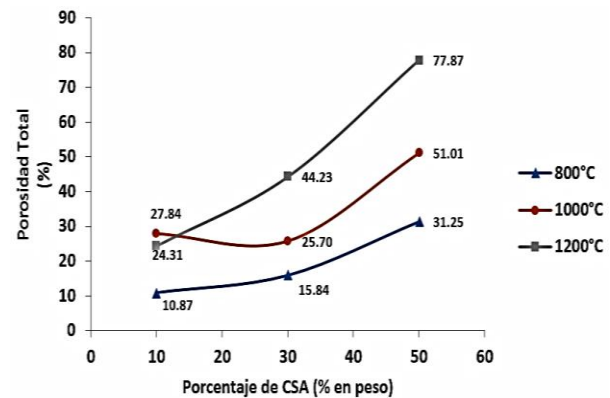
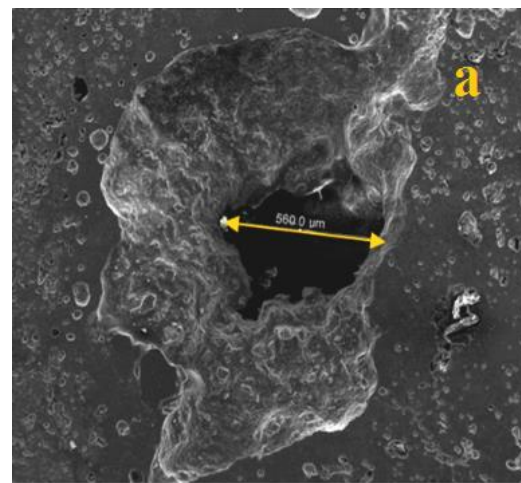


Fig. 4. Variación de la porosidad total con la temperatura y el porcentaje de CSA.



Muestra 9RC3 162 X 500 µm

Fig. 5. Micrografía de la muestra 9RC3, 50% de CA a 1200°C, se observa un poro abierto de 560 µm y múltiples poros en la matriz vítrea seccionada (a).

En la figura 6, se muestra como el incremento de CSA., y de la temperatura, no es proporcional al porcentaje de porosidad intercomunicada, existe una tendencia exponencial. La muestra 9RC3, (50% de CSA., 1200°C), se produce una porosidad de 55%, la cual es relativamente alta, aun cuando existe fenómeno de contracción o de densificación, este incremento se debe al hecho de la generación de gases como CO_2 , producto de la combustión del carbono del CSA., o por descomposición del carbonato de calcio, que atraviesa las muestras por los poros dejados entre los granos de titanio, creando canales y por ende mayor porosidad interconectada, haciendo menos densas las probetas. La sinterización promueve la aparición mínima de poros como consecuencia de la disminución de la energía superficial, esto provoca una densificación natural (Miranda 2010). En este caso, la generación de gases en el proceso de sinterización produjo todo lo contrario.

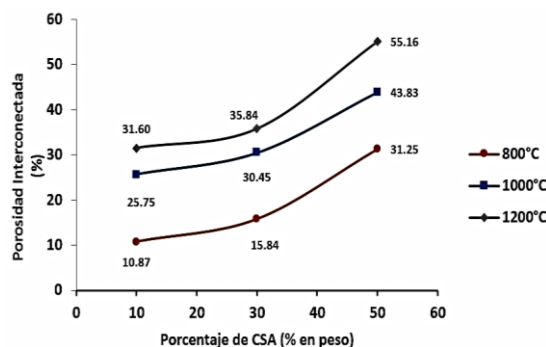


Fig. 6. Variación de la porosidad interconectada con la temperatura y el porcentaje de CSA.

A la presión de compactación de 600 MPa, los valores de porosidad, permanecen cercanos a los valores del porcentaje de espaciador que contenía las muestras en verde aproximadamente, con excepción de las muestras sinterizadas a 1200°C, que está por encima.

La porosidad abierta es el principal componente de la porosidad total, pero incluso trabajando con elementos altamente porosos todavía existe una pequeña fracción de poros no interconectados. La presión de compactación contribuye a la densificación y a su vez aporta estabilidad dimensional. Existe influencia muy marcada del CSA., en cuanto a la contracción y a la densificación, se observó cómo los valores son muy bajos en todos los casos. La influencia de factores como la temperatura de sinterizado o la granulometría del CSA., son muy destacados en la muestra 9RC3, con un porcentaje de 50% de carbón superactivado y una temperatura de sinterización de 1200°C, se obtuvo porosidades intercomunicadas de alrededor de 55%. Al aumentar la temperatura se aumenta la energía libre del sistema por lo que hay mayor facilidad para que se den los procesos de difusión en estado sólido, y una mayor integridad de los elementos químicos presentes en las piezas, controlando de esta manera el tamaño, la distribución y la forma de los poros.

En la fase vítrea formada (sistema $\text{TiO}_2\text{-SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3$), la incorporación de TiO_2 reduce el coeficiente de dilatación, presentando estructuras más compactas en las cuales los iones Ti^{4+} pueden localizarse en entornos tetraédricos [TiO_4], actuando como formadores de red, o bien adoptar coordinaciones octaédricas [TiO_6] si son modificadores de red (Villegas y col., 1995), por lo que se coordina con seis oxígenos para formar unidades.

La presencia de TiO_2 reduce el tiempo de inducción cristalina y aumenta la velocidad de crecimiento de núcleos cristalinos, por lo que dicho óxido se usa comúnmente como agente nucleante (Villegas y col.,

1995). El aumento de la densidad está relacionado con la separación de fases, a la que induce el TiO_2 . En las fases separadas, este óxido da lugar a grupos estructurales con pequeña energía de enlace, en los que el Ti^{4+} adopta una coordinación mayor que 4. Por otra parte, la sustitución equimolar de SiO_2 por TiO_2 supone un aumento del peso molecular medio de la fase vítrea y, por consiguiente, también de su densidad.

4 Conclusiones

El método pulvimetalúrgico con espaciador de CSA, logró obtener porosidades máxima totales de 77,87% e interconectado de 55,16% en piezas sinterizadas a 1200°C y con un porcentaje de 50% de CSA. Las propiedades osteointegradoras exigen que un biomaterial debe tener una porosidad interconectada mayor a 20%. La porosidad obtenida mediante estas condiciones de trabajo son las más apropiadas para obtener biomateriales de titanio grado 2 con poros recubiertos de vidrio base sílice, capaces de promover una alta osteointegración.

Se obtuvo piezas sinterizadas con tamaños de poros promedio de 560 μm , la cual es aceptable como porosidad osteointegradoras exigibles a un biomaterial. Esto facilita las actividades celulares como la migración y proliferación de osteoblastos y el transporte del fluido fisiológico, por el que circulan nutrientes y oxígeno necesario para el crecimiento del tejido óseo.

Agradecimiento

El autor desea agradecer al Departamento de Ingeniería de Materiales Industriales de la Universidad Politécnica Territorial de Puerto Cabello (UPTPC), por su valiosa colaboración en el uso del Laboratorio de Metalurgia Mecánica; y al Centro de Ingeniería de los Materiales y Nanotecnología del Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC), por su valiosa colaboración en el uso del MEB.

Referencias.

- Oldani C, 2012, El camino del titanio como material de reemplazo óseo. Departamento de Materiales, Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales, Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba, Argentina.
- Cabrera O, 2009, Importancia de la valoración de la densidad mineral ósea en pacientes con fracturas originadas por traumatismos de bajo impacto. Trabajo Postgrado en: Traumatología y Ortopedia, Universidad de Carabobo.

Mohammad A, 2008, Bioactividad de cementos fosfatos cálcicos sustituidos con estroncio y su aplicación en regeneración ósea, Departamento de Medicina y Cirugía Bucofacial, Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid, España.

Domínguez R, 2011, Desarrollo y caracterización de espumas de titanio para uso biomédico obtenidas por el método de espaciadores, trabajo de investigación para optar al título de máster en ingeniería mecánica y materiales, Universidad Politécnica de Valencia, España.

Contreras-Varga L, Noris-Suarez K, González G, 2021, Aplicaciones de materiales mesoporosos en la ingeniería de tejido óseo. *infoanalítica*, Vol. 9 (2), pp. 17-45.

Moncayola A J, 2020, Prótesis de titanio bioactivos y antibacterianos: técnicas de fabricación, tratamientos superficiales y comportamiento mecánico. Trabajo de Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales. Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona. España.

Grinschpun L, Oldani C, Schneiter M, Valdemarin M, Pereyra J, 2018, Obtención de compuesto de titanio con gradiente de porosidad mediante técnica pulvimetalúrgica, *Revistamateria*. Vol. 23 (02).

Lascano S, 2012. Obtención y caracterización de Ti cp., poroso para aplicaciones biomédicas, Tesis Doctoral, Universidad del Norte. Barranquilla. Colombia.

Candel J, 2012, Análisis microestructural de recubrimientos compuestos de carburo de titanio y matriz de titanio depositados por láser. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Valencia. España.

Amigó V, Romero F, Salvador M y Busquets D, 2007. Reactividad matriz-refuerzo en compuestos de matriz de titanio pulvimetalúrgico, *Revista de metalurgia*, Volumen 43 (6), pp. 434-447.

Miranda M, 2010, Materiales compuestos nanoestructurados biocompatibles con matriz de hidroxiapatita. Tesis Doctoral. Universidad de Oviedo. España.

Villegas M, De Pablos A, Fernández J, 1995, Propiedades y caracterización estructural de vidrios del sistema $\text{CaO-TiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2$. *Boletín de la Sociedad Española de Cerámica y Vidrio*, Vol. 34 (3), pp. 135-139.

Recibido: 28 de noviembre de 2021

Aceptado: 05 de febrero de 2022

Meléndez, Ángel José: Ingeniero Metalúrgico, (UNEXPO Barquisimeto, Venezuela, 1988). Magister Scientiae en Ingeniería Mecánica (Universidad de Carabobo, Venezuela, 2008). Especialista en

Biomaterial y Catálisis. Profesor Asociado del Departamento de Metalurgia de la Universidad Politécnica Territorial de Puerto Cabello.

 <https://orcid.org/0000-0003-1403-1441>

