

Evaluation of the mechanical behavior of porous pieces of titanium, obtained by powder metallurgy and superactivated carbon as spacer

Ángel Meléndez ^{*,a} , Sandra Cabello-Sequera ^b 

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

^b*Centro de Investigaciones en Mecánica (CIMEC), Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo, Naguanagua, Edo. Carabobo, Venezuela.*



<https://doi.org/10.54139/revinguc.v29i1.85>

Abstract.- Titanium prosthetic implants have an elastic modulus greater than that of bone, absorbing the mechanical load, causing the shielding effect due to mechanical stresses. The biomaterial is required to have a minimum modulus of stiffness of 3 GPa, compressive stress between 2 to 12 MPa, and flexural stress between 10 to 20 MPa, which are values for cancellous femoral bone. A method to reduce the elastic modulus is to create pores in the titanium piece by means of the powder metallurgical method and super activated carbon as a spacer, by this method 27 rectangular section pieces were obtained for the bending test (UNE-EN ISO-3325) and 27 of circular section for compression test (ASTM E9-89). This research achieved a bending stiffness modulus of 0,017 GPa and a compression stiffness modulus of 4,14 GPa, values close to the mechanical properties of trabecular bone.

Keywords: Prosthetic implant; Porous titanium; Super activated carbon; mechanical properties.

Evaluación del comportamiento mecánico de piezas porosas de titanio, obtenidas por pulvimetalurgia y utilizando carbón superactivado como espaciador

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). Se requiere que el biomaterial posea módulo de rigidez mínimo de 3 GPa, esfuerzo a la compresión entre 2 a 12 MPa, esfuerzo a la flexión, entre 10 a 20 MPa, que son valores para hueso esponjoso femoral. Un método para disminuir el módulo elástico es crear poros a la pieza de titanio mediante el método pulvimetalúrgico y carbón superactivado como espaciador, por este método se obtuvieron 27 piezas sección rectangular para el ensayo de flexión (UNE-EN ISO-3325) y 27 de sección circular para el ensayo de compresión (ASTM E9-89). Esta investigación logró obtener un módulo de rigidez de flexión de 0,017 GPa y módulo de rigidez a la compresión de 4,14 GPa, valores cercanos a las propiedades mecánicas del hueso trabecular.

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

Recibido: 15 de noviembre, 2021.

Aceptado: 16 de febrero, 2021.

1. Introducción

Las prótesis de titanio tienen un módulo de elasticidad de 105 GPa, y el hueso humano tiene un módulo de rigidez de 30 GPa [1], esta diferencia provoca en la interfaz hueso-prótesis, el fenómeno denominado apantallamiento

por tensiones mecánicas (ATM). Este módulo de elasticidad se puede reducir creando poros por técnicas pulvimetalúrgicas, resultando piezas con estructura porosa, capaz de disminuir este módulo, aproximándolo a los valores encontrados en los huesos, y fomentar la formación del nuevo hueso [2, 3], esto permite la osificación de las cavidades, gracias a las células óseas, fundamentalmente los osteoblastos, generando así una osteointegración. La porosidad no sólo se crea en el proceso mismo de la pulvimetalurgia, sino con espaciadores, como el carbón superactivado.

* Autor para correspondencia:

Correo-e: esoj1960@gmail.com (A. Meléndez)

El carbón superactivado es un material carbonoso obtenido por aglomeración de polvos de carbón activado con arcilla bentonítica o caolinítica, para ser compactadas mediante prensas hidráulicas y matrices adecuadas para dar las formas deseadas, sinterizadas a temperaturas cercanas a 540 °C, esto crea una estructura con una alta microporosidad. El espaciador aportaría micro y macros porosidades interconectadas, necesarias para desarrollar la vascularización y la osteointegración [2], creando un soporte estable y disminuyendo el módulo de elasticidad del titanio a valores de módulos de rigidez próximos al hueso trabecular.

Las propiedades mecánicas del hueso trabecular femoral son: Resistencia a la flexión entre 10 a 20 MPa, resistencia a la compresión entre 2 a 12 MPa, módulo de rigidez a la flexión entre 0,05 a 0,1 GPa, módulo de rigidez a la compresión 3 GPa, deformación a la flexión de 5 a 7 %. Los valores obtenidos de las piezas ensayadas deben ser lo más cercanos a las propiedades mecánicas de los huesos trabecular femorales, de tal manera de evitar el fenómeno de apantallamiento de tensiones [3].

2. Metodología

Las piezas porosas de titanio fueron obtenidas mediante el método pulvimetalúrgico con espaciador de carbón superactivado como se describe en el artículo: Desarrollo de piezas porosas de titanio grado 2, con superficies de poros recubiertas con vidrio base sílice [4]. En este se presenta la determinación de la temperatura de sinterización, de la presión de compactación y el porcentaje de carbón superactivado adecuados para la obtención de piezas de titanio grado 2, con máxima cohesión. 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, y la *C* cilíndrica según corresponda; 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.

En la evaluación de las propiedades mecánicas de las piezas porosas de titanio, obtenidas

por pulvimetalurgia y espaciador, fue necesario determinar la resistencia a la flexión, la resistencia a la compresión, el módulo de rigidez, porcentaje de deformación a la flexión y a la compresión, comparando estas propiedades mecánicas con las de los huesos femorales.

2.1. a.- Ensayo mecánico de flexión

Se escogió el ensayo de flexión a tres puntos según la norma UNE-EN ISO-3325, para obtener la máxima resistencia y la rigidez a flexión, y para el ensayo de compresión se tomaron en cuenta las recomendaciones de las normas ASTM E9-89a. Ambos ensayos son representativos del comportamiento mecánico del biomaterial en uso como prótesis femoral.

El ensayo de flexión permite hallar el esfuerzo máximo soportado por materiales porosos, para esto se utilizó el método de tres puntas. Este método consiste en aplicar carga en tres puntos provocando esfuerzo en un punto opuesto al lugar de aplicación de la fuerza hasta llegar a la fractura.

El valor de la resistencia a la flexión del material se puede obtener por medio de la ecuación (1), según la norma ASTM D790:

$$\sigma_{\text{flexión}} = \frac{3F \cdot L}{2 \cdot W \cdot h^2} \quad (1)$$

Donde *F* es la carga de fractura, *L* (20 mm), representa la distancia entre los dos puntos de apoyo, *W* (12,7 mm) y *h* (6,35 mm), indican respectivamente el ancho y la altura de la probeta. El módulo de rigidez del material se calculó a partir de la ecuación (2):

$$E_{\text{flexión}} = \frac{F \cdot L^3}{4 \cdot \delta \cdot w \cdot h^3} \quad (2)$$

Se habla de rigidez y no de módulo de elasticidad porque para piezas porosas se produce una baja plasticidad en el tramo elástico.

Donde δ indica la deflexión o flecha de la muestra (desplazamiento del centro de la probeta) cuando se le aplica una fuerza *F*.

Los ensayos de flexión a tres puntos se llevaron a cabo de la siguiente manera: Las probetas sinterizadas a 800 y 1000 °C, (en total 18 de sección rectangular), se ensayaron con el equipo

TECHNOVATE, el cual es un equipo de ensayos universal para ensayos de tracción, compresión y extrusión.

Las probetas restantes sinterizadas a 1200 °C (9 rectangulares), se ensayaron de acuerdo con la norma UNE-EN ISO-3325 en la máquina ensayos universal Modelo: ELID-50/W (IBERTEST), con velocidad del ensayo: entre 0,01 y 200 mm/s, mordazas: Cabezales con sistema de cierre en cuña modelo CTV. Grado de exactitud: Desplazamiento: 0,001 mm, Fuerza: 10 000 N, Esfuerzo: 0,001 MPa, Software de medición: Wintess Ibertest. Se tomó para la velocidad de ensayo de 0,5 mm/min.

El cálculo de la deformación se realizó de acuerdo a la ecuación (3):

$$\varepsilon = \frac{6 \cdot h \cdot \delta}{L^2} \quad (3)$$

Tojal C. *et al.* [5], investigaron sobre los valores teóricos de la máxima resistencia a flexión y de la rigidez para el ensayo de flexión a tres puntos medidos sobre piezas densas (sin espaciador) de titanio comercialmente puro, obteniendo 1,432 MPa de resistencia a la flexión y 29,013 MPa para el módulo de elasticidad. Teniendo en cuenta esta información se pudo relativizar los valores obtenidos para las piezas porosas de titanio respecto a las piezas densas y conocer así la reducción de propiedades alcanzada con el método de espaciadores.

2.2. b.- Ensayo mecánico de compresión

Las probetas sinterizadas a 800 y 1000 °C, (en total 18 de sección circular), se ensayaron con el equipo TECHNOVATE, sólo se obtuvieron las presiones manométricas que soportaron las probetas.

Las probetas restantes sinterizadas a 1200 °C (9 de sección rectangular), se ensayaron de acuerdo con la norma ASTM E9-89, en la máquina ensayos universal Modelo: ELID-50/W (IBERTEST), velocidad de 0,2 mm/min.

El módulo de rigidez a la compresión (Erig-comp.) es la proporcionalidad entre esfuerzo y deformación, o lo que es equivalente, entre fuerza y desplazamiento. La resistencia a la compresión (σ_c) es la relación de la fuerza entre el área

transversal de la probeta a ensayar. La fuerza final alcanzada en el ensayo se asocia con el punto más elevado de la curva, pero ha de tenerse en cuenta que como el ensayo se detiene cuando comienzan a aparecer las primeras grietas, antes de que la probeta colapse, estos valores considerados “máximos” no son los máximos de resistencia real de los compactos, pero están cercanos. Cabe destacar que se realizaron los ensayos por triplicado por cada porcentaje de CSA y temperatura de sinterización, tanto para el ensayo de compresión y de flexión. Para obtener un promedio, y así disminuir los errores de los valores obtenidos en los ensayos.

3. Resultado y Discusión

Las propiedades mecánicas exigibles a un biomaterial para que haya osteointegración son: Módulo de rigidez (MOR_{flex.}) menor a 30 GPa, resistencia a la flexión ($\sigma_{flex.}$) mayor a 100 MPa, resistencia a la compresión ($\sigma_{compresión}$) mayor a 150 MPa [6, 7]. Para el hueso cortical del fémur las propiedades mecánicas son las siguientes: Módulo de rigidez a la flexión mínimo a 20 GPa, $\sigma_{compresión}$ entre 167 a 206 MPa, σ_{flex} entre 50 a 150 MPa, módulo de rigidez a la flexión entre 12 a 27,4 GPa y porcentaje a la deformación entre 1 a 3 %. Mientras que el hueso esponjoso tiene las siguientes propiedades mecánicas: Módulo de rigidez mínimo de 3 GPa, $\sigma_{compresión}$ entre 2 a 12 MPa, σ_{flex} entre 10 a 20 MPa.

3.1. a.- Ensayos de flexión

La Figura 1, muestra el comportamiento mecánico a la flexión de las probetas rectangulares sinterizadas a 800, 1000, 1200 °C, en función del porcentaje de carbón superactivado. Se observa que la resistencia a la flexión disminuyó para las probetas sinterizadas a 800 °C. Para las probetas sinterizadas a 1000 °C, hay un cambio de tendencia y aumenta de 65 a 68 MPa, para un incremento de CSA de 30 a 50 %.

Esto fue causado por la combustión del CSA que proporcionó calor suficiente, aunado a la alta temperatura de 1000 °C, favoreció la fusión insipiente del titanio, que fluyó al interior del

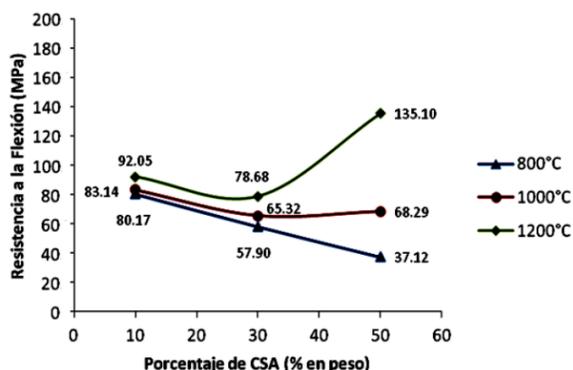


Figura 1: Resistencia a la flexión de las probetas rectangulares sinterizadas a 800, 1000, 1200 °C, en función del porcentaje de carbón superactivado

grano de CSA, como se observa en la micrografía de la Figura 2, y se entrelazó íntimamente con el CSA, esto proporcionó un relativo aumento de resistencia mecánica; igual comportamiento se obtuvo en las probetas sinterizadas a 1200 °C, pero más acentuada, pasa de 78 MPa (30 % de CSA) a 135 MPa (50 % de CSA), reportándose ésta como la máxima resistencia soportada por las probetas ensayadas, este incremento de resistencia se vió favorecido por la fase vítrea que recubre la superficie de los poros, como se observa en la micrografía de la Figura 3.

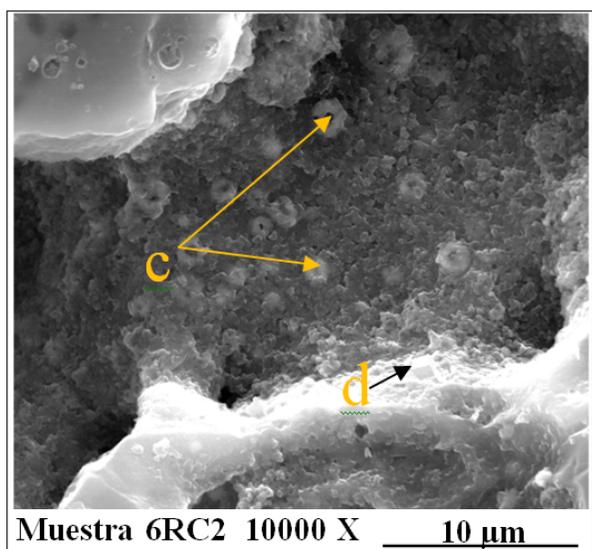


Figura 2: La micrografía de piezas sinterizadas a 1000 °C, y 50 % de CSA, muestra afloramiento de óxido de titanio (c), por infiltración del titanio fundido, cristalito de titanatos de Fe, Al (d).

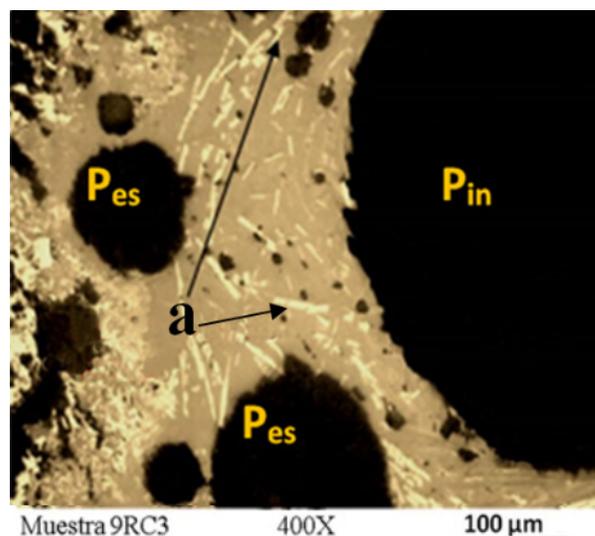


Figura 3: Micrografía de la pieza sinterizada a 1200 °C y 50 % de CSA, se observa cristales de titanatos de Fe–Al en una matriz vítrea (a), y poros esferoidales (P_{es}) y poro interno (P_{in})

Al introducirse TiO_2 en la fase vítrea se produce la modificación de las propiedades del material, debido principalmente al hecho de que el Ti^{4+} es un ion de pequeño radio iónico, lo que le confiere la capacidad de incorporarse de manera intersticial dentro de la red vítrea, creando nuevos enlaces entre las cadenas formadoras del material.

Por lo tanto, la adición de TiO_2 generó un mayor número de reticulaciones en la estructura vítrea, como consecuencia, la fase vítrea aumentó el módulo de rigidez.

En la Figura 4, se observa como el módulo de rigidez de las probetas rectangulares sinterizadas a 1200 °C, en función del porcentaje de carbón superactivado, está inicialmente a un valor de 1771,48 MPa. (10 % de CSA).

Esta pieza es de 90 % de polvo de titanio, que a esta temperatura de sinterización, hay una coalescencia de granos de titanio, y una mayor densificación, que debería aumentar la rigidez; pero en los granos de titanio se genera microplasticidad, lo cual hace decaer el módulo de rigidez. Posteriormente éste sube bruscamente a 4142,11 MPa (50 % de CSA), aquí ocurre el fenómeno de fusión de la fase silicoaluminosa, esta fusión debería aumentar la densificación, debido a que el producto de la fusión fluye a

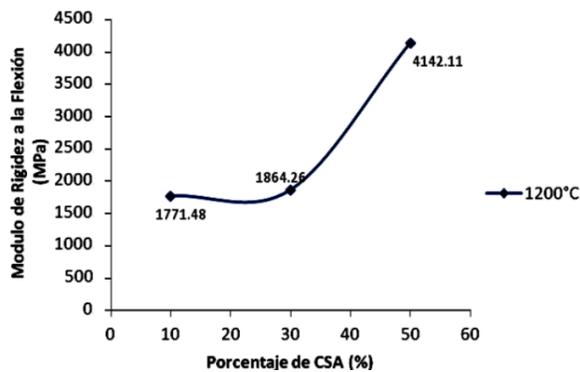


Figura 4: Módulo de Rigidez a la Flexión de las probetas rectangulares sinterizadas a 1200 °C, en función del porcentaje de carbón superactivado

los poros sellándolos, pero la micrografía de la Figura 2, y 5, muestra lo contrario, por lo que el mecanismo del aumento de rigidez se debe al aumento de resistencia mecánica de la fase vítrea por precipitados en esta matriz de titanatos y de cristobalita.

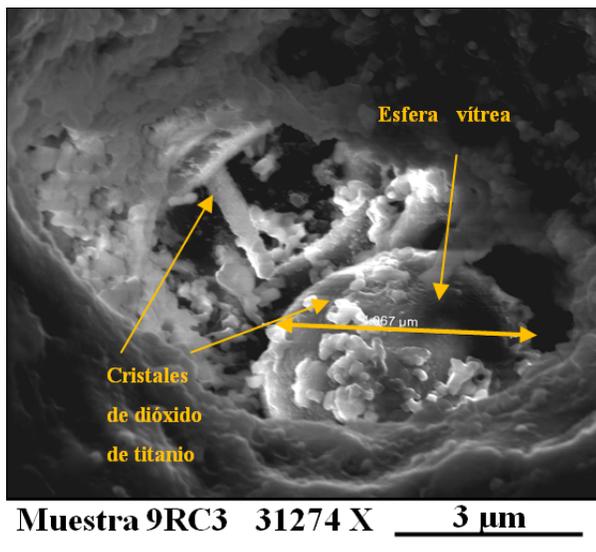


Figura 5: Micrografía de la muestra 9RC3, 50 % de CSA a 1200 °C, se observa una esfera de vidrio, rodeada de cristales de dióxido de titanio

La introducción de cationes modificados de red, como el Ti^{4+} pudo haber creado uniones cruzadas entre los oxígenos no puenteados, esto aumentó la fuerza de unión de los enlaces iónicos y pudo mejorar las propiedades mecánicas.

En la Figura 6, se observa como el porcentaje de deflexión de las probetas rectangulares sinterizadas

a 1200 °C, en función del porcentaje de carbón superactivado, disminuyó desde 5 % (90 % de Ti) a 3 % (50 % Ti), ocasionando que las probetas con mayor porcentaje de titanio sean más flexibles.

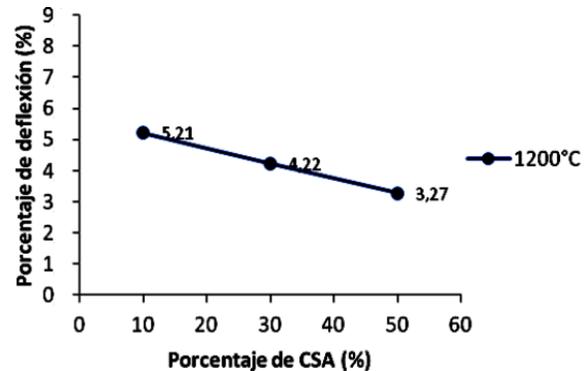


Figura 6: Porcentaje de deflexión de las probetas rectangulares sinterizadas a 1200 °C, en función del porcentaje de carbón superactivado

Si se extrapola la recta de la Figura 6, al punto de cero % de CSA, se obtiene un porcentaje de deflexión de 5,8 %, el cual está por debajo del porcentaje de elongación del titanio grado 2, que es de 20 %. Se infiere que hubo difusión de oxígeno, hidrógeno o carbono, a 1200 °C, creando endurecimiento por precipitación de carburo de titanio, principalmente; además, la fase vítrea en la superficie del poro hace también disminuir el porcentaje de deflexión.

3.2. b.- Ensayos de compresión.

La Figura 7, relaciona el porcentaje de deformación con el porcentaje de CSA, en probetas sinterizadas a 1200 °C, la deformación disminuyó desde 19,78 % para probetas de 90 % de titanio (7CA3), hasta 3,75 %, para 50 % de titanio (9CC3), se observó que las probetas 7CA3 comenzaban a fisurarse a deformaciones cercanas a 20 %, esto gracias a la ductilidad del titanio grado 2, y el bajo contenido de CSA, que no influyó en gran medida en la fragilización del titanio, debido a la difusión del carbono, principalmente, por la superficie de los granos de titanio para formar carburo de titanio.

Las probetas 9CC3, poseen muy baja deformación, debido a la fragilización de los granos de titanio, esto como consecuencia de la precipitación

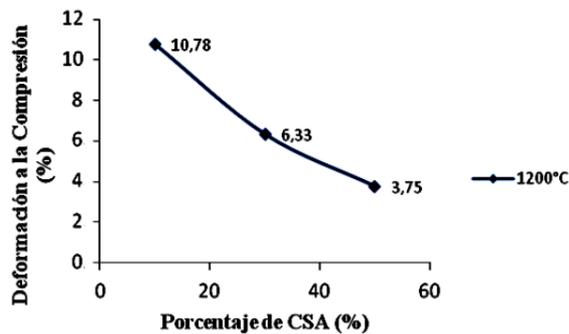


Figura 7: Porcentaje de deformación a la compresión de las probetas cilíndricas sinterizadas a 1200 °C, en función del porcentaje de carbón superactivado

de carburo de titanio, se evidenció agrietamiento a cargas de 3,09 N.

Cabe destacar que en el ensayo de compresión todas las muestras soportaban carga, aun cuando presentaban fisuras. Se tomó el inicio de la fractura como la finalización del ensayo, tomando estos valores como la medida de deformación y de carga.

En la Figura 8, se observa que la probeta 1CA1 obtuvo la máxima resistencia a la compresión, 70,02 MPa, estas probetas poseen 90 % de titanio y 10 % de CSA. Las partículas de CSA son duras y están rodeadas por granos de titanio, los cuales son dúctiles, lo que hace que dichas probetas soporten mejor las cargas, pero poseen muy baja porosidad interconectada, por el orden de 10,87 %, lo que de antemano quedaría descartado como candidato a biomaterial, ya que la porosidad interconectada debe estar por encima del 20 %. La segunda resistencia más alta es de 61,02 MPa, perteneciente a las probetas 9RC3, con una porosidad interconectada de 55 %, la cual es aceptada como biomaterial, bajo el criterio expuesto anteriormente. La resistencia a la compresión debería ser más baja que 46,01 MPa, ya que a mayor porcentaje de poros menor es la resistencia, pero ocurre lo contrario, aumenta, esto se debe a la formación de una fase vítrea porosa en la superficie de los poros, como muestra la micrografía de la Figura 3. Las propiedades mecánicas de los huesos femorales son menores que la de los vidrios [1, 8, 9].

Los resultados anteriores sugieren que el

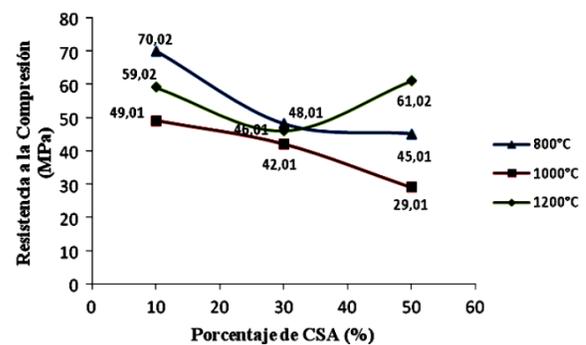


Figura 8: Resistencia a la compresión de las probetas cilíndricas sinterizadas a 1200 °C, en función del porcentaje de carbón superactivado

procedimiento pulvimetalúrgico resulta una vía para producir piezas porosas de titanio, con propiedades osteointegradoras, pero debe realizarse una corrección en cuanto a la resistencia a la compresión obtenida.

El cálculo se realizó utilizando las ecuaciones clásicas para el comportamiento mecánico en compresión. La determinación de la resistencia a la compresión se efectuó dividiendo la carga soportada por la probeta entre su área $\left(\sigma_c = \frac{F}{A}\right)$, ninguna probeta alcanzó el valor de resistencia a la compresión de 150 MPa exigida como propiedad osteointegradora a un biomaterial o 167 a 206 MPa que es la resistencia a la compresión del hueso cortical de fémur, o como mínimo a 68 MPa para el hueso esponjoso del hueso femoral, sólo la probeta 9RC3 alcanzó valores cercanos a éste (61,02 MPa). Como se pudo apreciar en las micrografías, todas las probetas poseen macro y mesoporos, que afectan el comportamiento mecánico, así el área efectiva será mucho menor que la usada en los cálculos de la resistencia a la compresión.

Las piezas porosas son sistemas complejos cuyas propiedades mecánicas están vinculadas a su microestructura. El comportamiento mecánico de las piezas porosas es gobernado por su composición química, porcentaje de porosidad, esta condición está relacionada con el espaciador; el tamaño de los poros y su forma, así como la distribución de los poros, por la velocidad de calentamiento y enfriamiento en el proceso de sinterización, atmósfera del horno, procedimiento

de compactación, entre otras. Las piezas porosas presentan diferentes mecanismos de deformación y, por lo tanto, diferente respuesta a compresión. La existencia de paredes irregulares entre los poros, constituye una importante restricción que hace que las mismas sean considerablemente más rígidas.

Algunos rasgos macroscópicos de la morfología de las piezas, tales como el tamaño de poro o irregularidades de las paredes entre poros, junto con la densidad relativa, ρ^*/ρ_s [10], tienen una marcada influencia sobre la resistencia a la compresión. Todas las probetas obtenidas presentan propiedades y características únicas, dependen significativamente de las condiciones de procesamiento de las probetas. Los resultados de ensayos deben ser tratados estadísticamente, presentando valores promedios. Establecer una base de datos precisa, sencilla y confiable para determinar la resistencia a la compresión es compleja. Las razones son los denominados “parámetros desconocidos” tales como la distribución de los poros, la microestructura heterogénea, entre otros. Por lo tanto, para obtener resultados concluyentes es necesario usar una gran cantidad de muestras, mínimo 30 piezas por punto a graficar, para así calcular su desviación estándar, esto implicaría mucho esfuerzo y un costo elevado.

Diversos modelos matemáticos relacionan las propiedades mecánicas con las características de las piezas porosas, siendo el más conocido de ellos el obtenido por Gibson-Ashby. En estos modelos se consideran que la distribución y tamaño de poros son homogéneos, y han encontrado intervalos de propiedades mecánicas para algunas espumas metálicas o piezas porosas y determinando reglas para su estimación [11].

Se puede determinar el diámetro promedio de los poros, a través de ensayos por ultrasonido, y usando las ecuaciones propuestas por Gibson y Ashby, se determina el módulo de rigidez con mayor precisión.

Este método obtiene resultados más significativos que los determinados por el ensayo a la compresión. La complejidad estructural de las piezas porosas y la considerable variabilidad que exhiben sus propiedades han dificultado el desarrollo de procedimientos, normativas o

estándares para su ensayo mecánico [11].

La Figura 9, muestra la relación del módulo de rigidez con el porcentaje de CSA, de probetas sinterizadas a 1200 °C, se observa que el módulo aumenta exponencialmente, desde 5,58 MPa para probetas de 10 % de CSA, hasta un máximo de 17,07 MPa para probetas de 50 % de CSA. Este módulo depende de la resistencia a la compresión y de la deformación de las probetas. Estos valores obtenidos para el módulo de rigidez están en el entorno de los deseados para la fabricación de piezas destinadas a aplicaciones biomédicas, de cara a evitar la gran diferencia de rigidez del titanio con el hueso, que provoca el apantallamiento por tensiones y la posible pérdida del implante.

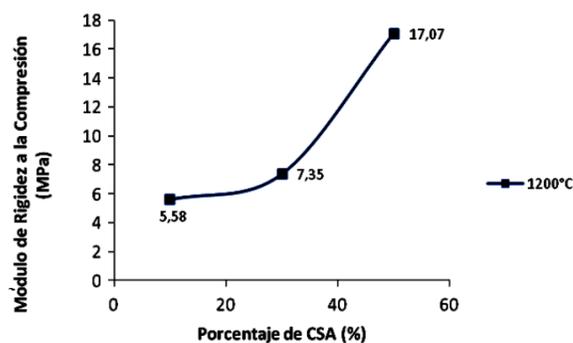


Figura 9: Módulo de rigidez de las probetas cilíndricas sinterizadas a 1200 °C, en función del porcentaje de carbón superactivado

Algunas imperfecciones en la estructura de la pieza porosa, tales como irregularidades de las paredes y bordes de los poros, fases vítreas y precipitados presentes en la microestructura del material ensayado, también influyen significativamente sobre su rigidez [11].

El módulo de rigidez de la fase vítrea decrece linealmente con la sustitución de TiO₂ hasta un 10-11 % en peso [12]. Estos cambios se atribuyen a la menor energía de enlace de la unión Ti–O respecto a la del enlace Si–O, hecho que provoca una distorsión y relajación de la red de sílice. Sin embargo, la tendencia es contraria cuando los contenidos de TiO₂ aumentan hasta un 20 % molar [12].

Las diferencias entre la expansión térmica correspondiente a los granos de cuarzo y la fase líquida causan esfuerzos mecánicos, el cual puede

producir microgrietas. La gresificación (cocción a temperaturas superior a 1200 °C), revela que la reactividad de la arcilla con la temperatura es muy baja, presentando un comportamiento refractario a diferentes temperaturas, ésta se manifiesta al observar que, al aumentar la temperatura la contracción se mantiene casi constante. Este comportamiento es asociado con la dificultad de alcanzar un bajo nivel de porosidad, factor que influye en la resistencia mecánica. La resistencia a la compresión puede sufrir una disminución por la exposición a temperaturas no controladas o por tiempos prolongados debido a la formación de microgrietas en la fase vítrea [13].

El contenido de mullita en la fase vítrea da una alta resistencia mecánica; la fase amorfa es otro factor que tiene influencia en la resistencia de las muestras. Un aumento moderado de la temperatura supone una contracción mayor y una tendencia a la deformación también más elevada [14].

4. Conclusiones

Se obtuvo módulo de rigidez de flexión de 0,017 GPa y módulo de rigidez a la compresión de 4,14 GPa, correspondientes a las piezas sinterizadas a 1200 °C y 50% de CSA, estos resultados demuestran que es posible obtener valores cercanos al módulo de rigidez del hueso trabecular.

Esta investigación demuestra que es viable la utilización de carbón superactivado como espaciador como fuente alternativa de biovidrio base sílice para obtener materiales de titanio porosos con poros recubiertos con apatitas y con titanatos de aluminio-hierro como agente de reforzamiento de las propiedades mecánicas para la regeneración ósea femoral.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer 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.

5. Referencias

- [1] L. Grinschpun, C. Oldani, M. Schneiter, M. Valdemarin, y J. Pereyra, "Obtención de compuesto de titanio con gradiente de porosidad mediante técnica pulvimetalúrgica," *Revista Materia*, vol. 23, no. 2, 2018. <https://doi.org/10.1590/S1517-707620180002.0421>
- [2] L. Contreras-Varga, K. Noris-Suarez, y G. González, "Aplicaciones de materiales mesoporosos en la ingeniería de tejido óseo," *infoANALÍTICA Revista Escuela de Ciencias Químicas*, vol. 9, no. 2, pp. 17–45, 2021. <https://doi.org/10.26807/ia.v9i1.126>
- [3] C. A. Roure, S. M. Cantero, L. R. O., G. A. Giménez, y P. R. L., "Desarrollo de estructuras porosas para implantes base titanio," in *Congreso Internacional de Metalurgia y Materiales 2016*, Córdoba, Argentina, 2016.
- [4] A. Meléndez, "Desarrollo de piezas porosas de titanio grado 2, con superficies de poros recubiertas con vidrio base sílice," *Revista Materiales Avanzados*, no. 30, pp. 44–55, 2019.
- [5] C. Tojal, J. Devaud, V. Amigó, y J. A. Calero, "Caracterización mecánica de aleaciones porosas, base Ti, producidas mediante la técnica de sinterización con espaciador," *Revista de Metalurgia*, vol. 46, no. Extraordinario, pp. 25–32, 2010. <https://doi.org/10.3989/revmetalmadrid.02.2XIIPMS>
- [6] S. R. Domínguez, "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, 2011.
- [7] J. A. Arévalo-Romero, D. M. Páez-Guerrero, y V. M. Rodríguez-Pardo, "Células madre mesenquimales: características biológicas y aplicaciones clínicas," *Nova*, vol. 5, no. 8, pp. 101–212, 2007.
- [8] M. A. Velasco P. y D. A. Garzón A., "Implantes Scaffolds para regeneración ósea. Materiales, técnicas y modelado mediante sistemas de reacción-difusión," *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, vol. 29, no. 1, 2010.
- [9] F. M. Stábile, "Diseño y procesamiento de vitrocerámicos bioactivos. Evaluación del uso de minerales," Tesis Doctoral, Universidad Nacional de la Plata, Argentina, 2017.
- [10] V. Amigó, F. Romero, M. D. Salvador, y D. Busquets, "Reactividad matriz-refuerzo en compuestos de matriz de titanio pulvimetalúrgico," *Revista de Metalurgia*, vol. 43, no. 6, pp. 434–447, 2007.
- [11] I. A. Irausquín C., "Caracterización mecánica de espumas metálicas y su aplicación en sistemas de absorción de energía," Tesis Doctoral, Universidad Carlos III de Madrid, España, 2012.
- [12] M. A. Villegas, A. De Pablos, y J. M. Fernández N., "Propiedades y caracterización estructural de vidrios del sistema CaO–TiO₂–Al₂O₃–SiO₂," *Boletín de la*

Sociedad Española de Cerámica y Vidrio, vol. 34, no. 3, pp. 135–139, 1995.

- [13] E. Rodríguez, R. Mejía de G., S. Bernal, y M. Gordillo, “Efecto de los módulos $\text{SiO}_2/\text{Al}_2\text{O}_3$ y $\text{Na}_2\text{O}/\text{SiO}_2$, en las propiedades de sistemas geopoliméricos basados en un metacaolín,” *Revista de la Facultad de Ingeniería. Universidad de Antioquia*, no. 49, pp. 30–40, 2009.
- [14] Y. E. Ramírez C., “Determinación de las fases presentes en pisos y revestimientos cerámicos a base de arcilla cocidos a diferentes temperaturas y su influencia en las propiedades técnicas,” Tesis de Magíster, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia, 2012.