

DETERMINACIÓN DE PROPIEDADES MECÁNICAS Y TEMPERATURA MÁXIMA DE POLIMERIZACIÓN DE CEMENTOS ÓSEOS ACRÍLICOS MODIFICADOS CON MICRO Y NANOPARTÍCULAS DE HIDROXIAPATITA

Dainelys Guadarrama Bello *, *Mónica López Hernández*, *Nayrim Brizuela Guerra*

Dpto. de Investigación-Desarrollo, Grupo de Biomateriales y Nanoestructuras, Centro Nacional de Investigaciones Científicas. Ciudad Habana, Cuba

* E-mail: dainelys.guadarrama@cnic.edu.cu

Recibido: 16-Dic-2009; Revisado: 24-Jul-2010; Aceptado: 26-Oct-2010

Publicado On-Line el 15-Dic-2010

Disponible en: www.rlmm.org

Resumen

En este trabajo se prepararon cementos óseos acrílicos de poli(metacrilato de metilo) (PMMA) modificados con 30, 55 y 80 % en peso de dos tipos de hidroxiapatita: CORALINA[®] Porosa HAP-200 y nanopartículas de hidroxiapatita con un tamaño promedio de $66 \pm 7 \mu\text{m}$ y $57 \pm 4 \text{ nm}$ respectivamente. Las nanopartículas de hidroxiapatita se sintetizaron mediante precipitación química por vía húmeda y fueron caracterizadas mediante Espectroscopia Infrarroja, Difracción de Rayos X y Microscopia Electrónica de Transmisión. Las formulaciones fueron sometidas a ensayos mecánicos estáticos, obteniéndose valores máximos de resistencia a compresión axial y a tracción de $95,5 \pm 0,9 \text{ MPa}$ y $32,4 \pm 0,1 \text{ MPa}$ respectivamente. Se evidenció que a medida que aumenta el contenido de relleno inorgánico en los cementos disminuyen los valores de ambas propiedades en comparación con un cemento convencional. Las formulaciones que contienen un 55 y 80 % de relleno presentaron resultados satisfactorios de temperaturas máximas de polimerización, pues las mismas no excedieron los 90°C .

Palabras Claves: *Cementos óseos acrílicos, PMMA, Nanopartículas de hidroxiapatita*

Abstract

In this work, acrylic bone cements of polymethyl methacrylate (PMMA) were prepared. The formulations were modified with 30, 55 and 80 % in weight of two types of hydroxyapatite: CORALINA[®] Porous HAP-200 and hydroxyapatite nanoparticles with an average size of $66 \pm 7 \mu\text{m}$ and $57 \pm 4 \text{ nm}$ respectively. Hydroxyapatite nanoparticles were synthesized by a wet chemical precipitation and were characterized by infrared spectroscopy, X-ray diffraction and transmission electron microscopy. The formulations were subjected to static mechanical testing, obtaining maximum values of axial compressive strength and tensile strength of $95.5 \pm 0.9 \text{ MPa}$ and $32.4 \pm 0.1 \text{ MPa}$ respectively. The study showed that with increasing the cement inorganic filler content, both values of mechanical properties diminished in comparison with a conventional cement. The formulations containing 55 and 80 % filler showed satisfactory results in the polymerization temperatures, since they do not exceed 90°C .

Keywords: *Acrylic bone cements, PMMA, Hydroxyapatite nanoparticles*

1. INTRODUCCIÓN

Dentro de las cerámicas más utilizadas en el campo de los biomateriales se destaca la hidroxiapatita (HA), principal componente inorgánico del tejido óseo y uno de los biomateriales de mayor biocompatibilidad con el hueso, debido a que no provoca reacción de rechazo al ser implantado.

Los biomateriales cerámicos y los poliméricos pueden combinarse para constituir materiales compuestos o *composites*, lo que permite la obtención de implantes que reúnen mejores características biológicas y mecánicas que los

materiales de origen para su empleo como sustitutos óseos [1].

La introducción de partículas de hidroxiapatita biocompatibles, osteoconductoras y osteofílicas [2] como relleno de cementos acrílicos convencionales, tiende a mejorar la biocompatibilidad del polímero. Estas partículas son capaces de estimular el crecimiento óseo, por lo que el hueso puede crecer y formar un enlace químico con la hidroxiapatita presente en el cemento para lograr así una interfase hueso-implante mucho más resistente y duradera [3].

En particular, las nanopartículas de hidroxiapatita (HAN) no solamente juegan un papel primario en el mejoramiento de las propiedades mecánicas de los nanocomposites, también le proveen un ambiente favorable para la osteoconducción, la adhesión de proteínas y proliferación de osteoblastos, lo que proporciona al biomaterial una mayor funcionalidad a largo plazo [4-6].

Las propiedades termoanalíticas y mecánicas de estos materiales compuestos dependen de diferentes factores, dentro de los que se encuentran la composición de la matriz, así como el tipo y concentración de relleno a emplear en las formulaciones.

La reacción de polimerización de los cementos acrílicos convencionales es altamente exotérmica, lo cual provoca daño térmico en los tejidos circundantes y debilita la unión en la interfase hueso-cemento, por lo que la temperatura máxima de polimerización ($T_{m\acute{a}x}$) es un parámetro muy importante a tener en cuenta en la obtención de *composites*.

Por otro lado, las propiedades mecánicas de un material limitan su uso en aplicaciones en las cuales se requiere el soporte de cargas; por lo tanto, es útil entender la terminología de dichas propiedades así como algunos de los ensayos empleados para su determinación [7]. Según las condiciones de ensayo (carga constante, carga cíclica, deformación constante) geometría de probeta y modo de sollicitación mecánica, se pueden diferenciar dos tipos de ensayos: estáticos y dinámicos. De forma general, los huesos que forman el esqueleto soportan cargas de distintos tipos debido a las diversas actividades del individuo, tanto compresivas, como de tracción o de cizalladura [8]. El hueso trabecular trabaja principalmente a compresión, mientras que el hueso cortical trabaja a compresión, tracción y cizalladura. El colágeno presente en el hueso le proporciona la resistencia a la tracción, mientras que la resistencia a la compresión y a cizalladura se debe a la fase mineral presente en el mismo. El ensayo de compresión axial (σ) resulta fundamental, debido a que el organismo humano ejerce una elevada carga sobre el eje axial de prácticamente todo el tejido óseo y por esa razón la compresión en este eje es la principal propiedad mecánica para materiales que pretendan sustituir este tejido.

El objetivo de este trabajo consiste en determinar las propiedades mecánicas estáticas: resistencia a compresión axial y tracción, así como la

temperatura máxima de polimerización de cementos óseos acrílicos modificados con micro y nanopartículas de hidroxiapatita. Es preciso resaltar, que el polímero utilizado es de origen nacional con probadas aplicaciones en la estomatología para la confección de prótesis dentales, de ahí que la importancia de este estudio sea la obtención de un nuevo producto polimérico modificado con micro y nanopartículas de HA para usos ortopédicos con adecuadas propiedades, tanto mecánicas como bioactivas.

2. PARTE EXPERIMENTAL

2.1 Obtención de las Nanopartículas de Hidroxiapatita

Se prepararon disoluciones de ácido fosfórico e hidróxido de calcio con concentraciones de 0,3 mol/L y 0,5 mol/L respectivamente. La disolución de ácido fosfórico se adicionó a la de hidróxido de calcio manteniendo un goteo invariable a temperatura ambiente y agitación constante. Empleando hidróxido de amonio, el pH se mantuvo por encima de 10 durante todo el proceso de síntesis. Una vez concluida la adición de todo el volumen de ácido fosfórico se mantuvo la agitación durante 16 horas. El precipitado obtenido se conservó en reposo durante 5 días, luego fue sometido a varios lavados con etanol. Posteriormente se secó a 110 °C por 2 horas y fue disgregado manualmente.

2.1.1 Caracterización de las Nanopartículas de Hidroxiapatita y la HAP-200

Para la determinación de los principales grupos funcionales de la hidroxiapatita obtenida (HAN) se empleó un espectrofotómetro Thermo Nicolet's Avatar (FT-IR) con un rango de trabajo entre 400 y 4000 cm^{-1} . A partir de la Difracción de Rayos X se identificó la fase presente en la misma utilizando un equipo Philips PW-1710 en un rango de 20 a 60° con una radiación $K_{\alpha}\text{Cu} = 1,54056 \text{ \AA}$ y un paso de 0,05° con un tiempo de conteo de 3 segundos. Para obtener las características morfológicas de estas partículas de HAN, se utilizó un Microscopio Electrónico de Transmisión Philips modelo CM10 con una aceleración de voltaje de 80 kV. A partir de la imagen obtenida, utilizando el programa Image J se midieron 55 partículas para determinar el tamaño promedio de las mismas.

Las propiedades físico-químicas de la HAP-200 utilizada en este estudio se encuentran reportadas

[9], mientras que para determinar la morfología superficial y el tamaño de estas partículas se empleó un Microscopio Electrónico de Barrido Jeol JSM-5410 con imágenes de electrones secundarios. El tamaño de partícula fue determinado siguiendo el procedimiento mencionado anteriormente.

2.2 Preparación de las Formulaciones

Las formulaciones fueron preparadas manteniendo una relación sólido-líquido de 2:1 (p/p). Se utilizó como fase sólida poli (metacrilato de metilo) (PMMA) (FERSOdental) el cual contiene 1,2 % de peróxido de benzoilo (PBO) como iniciador de la reacción de polimerización y un relleno inorgánico de Hidroxiapatita Porosa CORALINA® HAP-200 y nanopartículas de hidroxiapatita (HAn) sintetizadas en el laboratorio de Biomateriales del CNIC [10]. La fase líquida empleada estuvo constituida por metacrilato de metilo (MMA) (FERSOdental) el cual contiene 0,4 % de la amina *N,N*-dimetil-*p*-toluidina (DMpT) que actúa como activadora de la reacción de polimerización. La formulación empleada como cemento convencional presentó igual composición que el resto de las formulaciones, exceptuando la carga inorgánica utilizada como relleno. Todos los *composites* se prepararon de forma manual con la ayuda de una espátula de acero inoxidable.

Se aplicó un diseño experimental multinivel factorial 2x3 (Tabla 1), para un total de seis experimentos con el objetivo de disminuir el número de ensayos a realizar. Las variables estudiadas fueron: contenido de carga de hidroxiapatita (%) (A) y tipo de hidroxiapatita empleada (B). Las respuestas analizadas fueron: resistencia a compresión axial, resistencia a tracción y temperatura máxima de polimerización. Las proporciones utilizadas para cada variable se pueden observar en la Tabla 1.

Tabla 1. Diseño experimental empleado en el estudio.

| Nomenclatura | Carga de Hidroxiapatita (% peso) | Tipo de Hidroxiapatita |
|--------------|----------------------------------|------------------------|
| C1 | 80 | HAP-200 |
| C2 | 30 | HAn |
| C3 | 55 | HAP-200 |
| C4 | 30 | HAP-200 |
| C5 | 55 | HAn |
| C6 | 80 | HAn |

2.2.1 Determinación de las Propiedades Mecánicas Estáticas

La resistencia a compresión axial se determinó en una máquina universal de ensayos Material Test System MTS 810 con una celda de carga de 100 kN. Los ensayos se llevaron a cabo a una velocidad de 20 mm/min y las probetas se estandarizaron preparándolas en moldes de teflón en forma de cilindros con las dimensiones de 12 mm de altura y 6 mm de diámetro (Figura1).

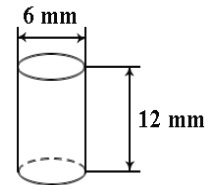


Figura 1. Dimensiones de las probetas utilizadas para los ensayos mecánicos de compresión.

Para calcular la resistencia a compresión axial (σ) se utilizó la ecuación siguiente:

$$\sigma = \frac{F}{\pi d^2} \tag{1}$$

Donde F: carga máxima de rotura expresada en N, d: diámetro de la probeta expresado en m.

Los ensayos de tracción se llevaron a cabo en una máquina universal de ensayos Adamel Lhomargy, empleando probetas con las dimensiones mostradas en la Figura 2. La toma de datos se realizó con el programa de adquisición digital, Wave Maker, quedando registrados los valores de tiempo, fuerza, desplazamiento y deformación. Con el Software MTS® Test Work® 4 versión 4.08B se determinaron los valores de resistencia a tracción. El ensayo se realizó a velocidad de desplazamiento constante de 5 mm/min, temperatura ambiente y con una celda de carga de 100 kN.

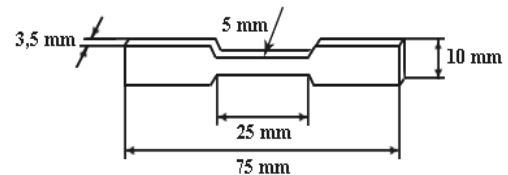


Figura 2. Dimensiones de las probetas utilizadas para los ensayos mecánicos de tracción.

2.2.2 Determinación de la Temperatura Máxima de Polimerización

Se utilizó un sistema de análisis térmico DSC

Perkin-Elmer modelo Pyris 1 para la determinación de la temperatura máxima de polimerización de los diferentes *composites*. Fueron colocados 10 mg de cada muestra en cápsulas de aluminio herméticas. Se utilizó el régimen dinámico con una velocidad de calentamiento de 10 °C/min. Todas las determinaciones se realizaron a una temperatura ambiente de 23 ± 1 °C y humedad relativa de 48 ± 1 %.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La Figura 3 muestra el espectro infrarrojo de la HAN obtenida, en el mismo se pueden observar las bandas fundamentales correspondientes a las vibraciones de los principales grupos de la hidroxiapatita.

Alrededor de los 3570 cm⁻¹, se aprecia una banda fina correspondiente a la vibración de valencia del grupo hidroxilo estructural ν(OH⁻) típica de la hidroxiapatita y su respectivo doblaje fuera del plano (ρ) se visualiza alrededor de los 625 cm⁻¹. Sobre los 3300 cm⁻¹ se observa la vibración de valencia del hidroxilo (OH⁻) correspondiente al agua (humedad).

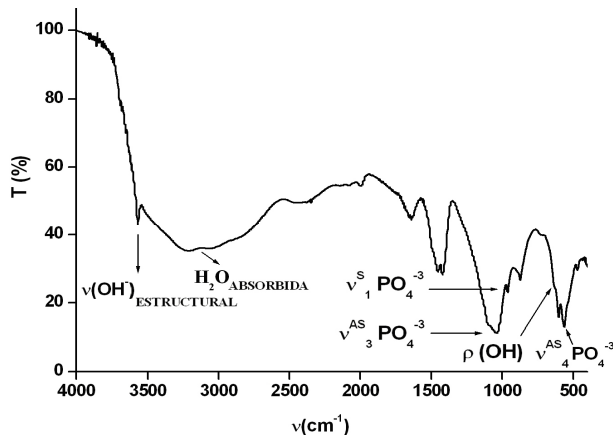


Figura 3. Espectro infrarrojo de la HAN

Centrada alrededor de los 1000 cm⁻¹, se encuentra la señal más importante de la hidroxiapatita, la vibración antisimétrica del grupo fosfato ν₃^{as}(PO₄³⁻), la cual se identifica por la presencia de un doblete con máximos definidos alrededor de 1087 y 1046 cm⁻¹. Sobre los 950 cm⁻¹ aparece la vibración simétrica ν₁^s(PO₄³⁻) y sobre los 550 y 600 cm⁻¹ aproximadamente, la vibración antisimétrica ν₄^{as}(PO₄³⁻) [9, 11].

A partir del difractograma obtenido (Figura 4) y mediante el método de Hanawalt se identificó la fase presente en la muestra de hidroxiapatita, coincidiendo los valores de distancias interplanares

de todas las reflexiones, con los valores reportados en la tarjeta No. 09-0432 de la Cartoteca de la ICDD [12]. De esta forma se verificó la obtención de una hidroxiapatita pura y estequiométrica (Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂).

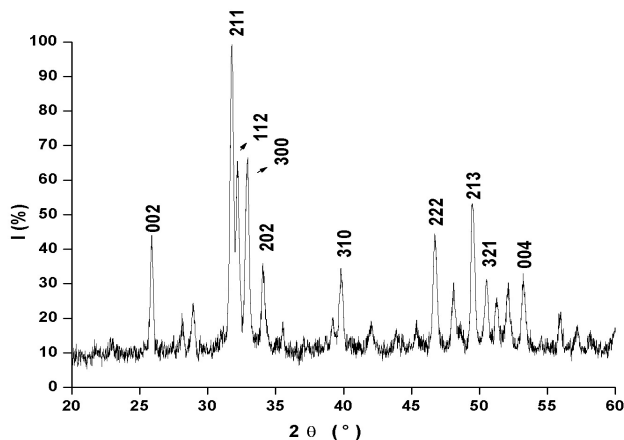


Figura 4. Difractograma de la HAN

La micrografía de transmisión (Figura 5) muestra la morfología y el tamaño de las partículas obtenidas, donde se aprecia el carácter nanométrico de las mismas, observándose además una cierta aglomeración entre las partículas. A partir de la imagen tomada, se determinó el tamaño promedio de partícula concluyendo que presentan una longitud de unos 67 ± 17 nm aproximadamente.

En la Figura 6 podemos apreciar la imagen de microscopía electrónica de barrido correspondiente a las micropartículas de HAP-200, así como la distribución normalizada, donde se observa que el tamaño promedio es de 68 ± 20 μm, mostrando una forma irregular.

Las propiedades mecánicas de los cementos modificados con relleno, dependen de diferentes factores tales como, la composición de la matriz, el tipo y concentración de relleno, etc. [13].

El primer requerimiento que deben cumplir los cementos óseos acrílicos es una elevada resistencia a compresión axial, lo cual se fundamenta en que es la principal sollicitación que afecta al tejido óseo al realizar ejercicios tales como caminar o correr. El hecho de que los cementos óseos presenten adecuadas propiedades mecánicas es esencial para prevenir las fallas de las prótesis empleadas en aplicaciones biomédicas [14].

Para evaluar los resultados experimentales de los ensayos de resistencia a compresión axial se utilizó como referencia la norma ISO 5833 [15].

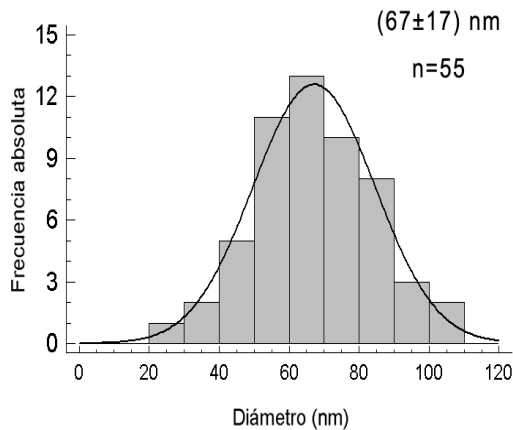
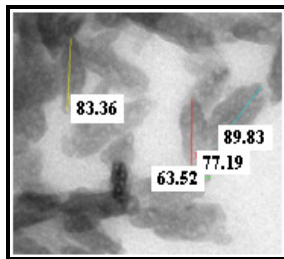
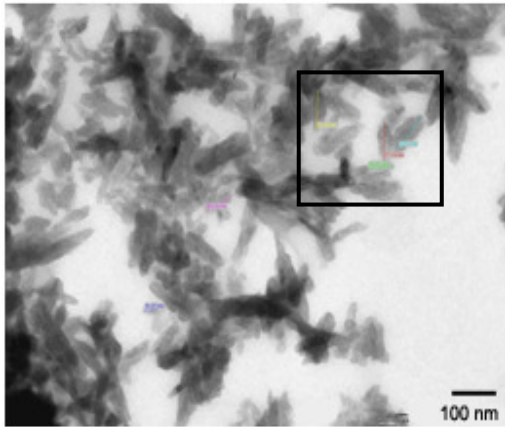


Figura 5. Micrografía (parte superior) e histograma de frecuencia absoluta de la HAn (parte inferior).

Como se puede apreciar (Figura 7), cuatro de las seis formulaciones en estudio, presentaron valores de resistencia a compresión axial superiores a lo establecido (≥ 70 MPa) [15], observándose una escasa dispersión entre las réplicas analizadas para cada *composite*.

Al evaluar el efecto de la variable A: % de HA, podemos observar que las formulaciones que contienen un 30 y 55 % de dicha carga inorgánica (C2, C3, C4 y C5) cumplieron con las exigencias para ser usados como cementos óseos acrílicos, no sucediendo lo mismo con las formulaciones que contienen un 80 % de relleno. Este comportamiento

era esperado, pues es conocido que el aumento del contenido tanto de nanopartículas como de micropartículas de HA en la matriz de un cemento óseo acrílico, ocasiona una disminución de la resistencia a compresión, debido a que el PMMA se encuentra en menor proporción, siendo éste el responsable de los elevados valores de propiedades mecánicas.

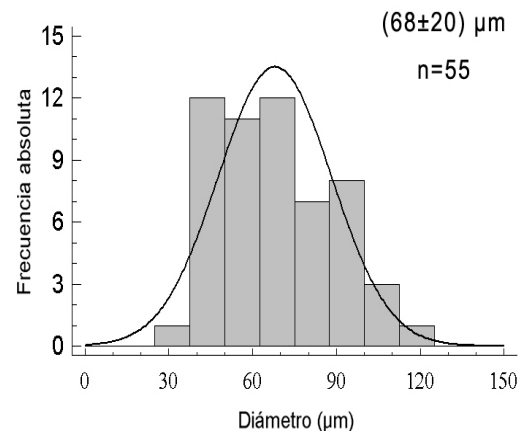
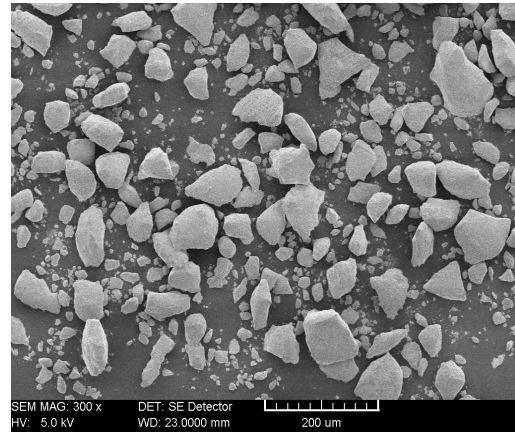


Figura 6. Micrografía (parte superior) e histograma de frecuencia absoluta de la HAP-200 (parte inferior).

No obstante, las formulaciones C1 y C6, aunque no cumplan los requerimientos para ser empleadas como cementos óseos acrílicos, podrían ser usadas como relleno de hueso trabecular, dado que la resistencia a compresión de este tipo de tejido oscila entre los 3 y 20 MPa [16].

Existen autores [17], que plantean que la incorporación de hasta un 8 % de HA puede incrementar la resistencia a compresión, ya que a bajas concentraciones estas partículas pueden distribuirse más homogéneamente dentro de la matriz, comportándose como concentradoras de carga y además plantean [18] que solamente se

puede añadir entre un 10 y un 20 % de HA para mantener buenas propiedades mecánicas.

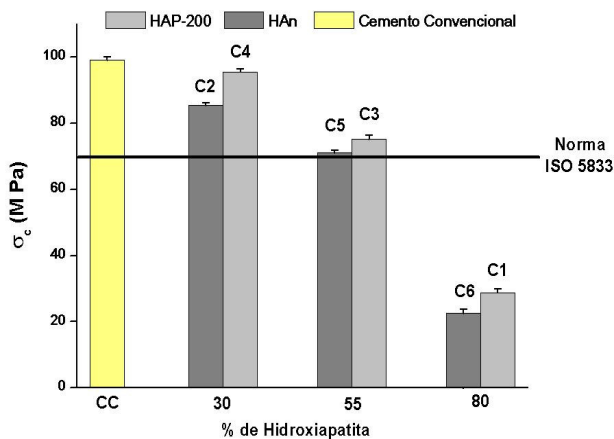


Figura 7. Resistencia mecánica a compresión axial de las seis formulaciones en estudio.

Otros estudios con *composites* PMMA-HA con 2, 5, 10 y 15 % de hidroxiapatita (HA), demostraron que hasta un 15 % en peso de HA pudiera adicionarse para aumentar el modulo de flexión y resistencia a la fractura. No obstante, la mejor combinación de propiedades mecánicas con facilidad de manipulación de la pasta fue obtenida con la adición de aproximadamente 3 % de la cerámica [19].

Otros autores plantean a su vez, que hasta un 12,5 % en peso de HA pudiera ser añadido a cementos óseos Simplex-P para mejorar sus propiedades mecánicas [20]. Reportes de otros estudios revelan que hasta 40 % en peso de partículas de HA pudiera ser adicionado a cementos óseos de PMMA, utilizando como monómero metacrilato de n-butilo (nBMA) para aumentar la resistencia a la flexión [21].

En nuestro caso, donde existen altas concentraciones de HA, la disminución de los valores de resistencia a compresión puede estar relacionada con una distribución no homogénea de estas partículas, provocando una agregación de las mismas con poca adhesión a la matriz. [22].

La variación en los tipos de relleno empleados (variable B: Tipo de HA) puede influir de manera apreciable en las propiedades mecánicas. Se puede observar, que para un mismo contenido de carga inorgánica, las formulaciones que presentan HAn, manifiestan valores de resistencia a compresión axial menores que las que presentan HAP-200. Este resultado contradice algunos reportes de la literatura [23,24], donde se plantea que la incorporación de

nanopartículas de HA como relleno de la matriz polimérica de cementos acrílicos aumenta las propiedades mecánicas de los mismos. Sin embargo, si analizamos la micrografía de transmisión de la HAn empleada en nuestro estudio (Figura 5), podemos apreciar que las nanopartículas se encuentran formando aglomerados entre sí, constituyendo esto puntos débiles que se rompen cuando se le aplica un esfuerzo mecánico, provocando el fallo estructural del material. Por otro lado, debido al pequeño tamaño que presentan estas partículas y el área superficial tan grande que poseen, la parte líquida del cemento es absorbida por el relleno, dificultando que se forme una pasta homogénea. Para evitar dichas aglomeraciones, algunos investigadores [25] adicionan agentes surfactantes, los cuales favorecen la dispersión de los polvos de HA, por lo que el empleo de estos agentes podría resultar conveniente para incrementar las propiedades de nuestros materiales.

Existen otras propiedades mecánicas que pueden caracterizar los materiales empleados en la restauración ósea y que complementan los resultados de la resistencia a compresión axial, dentro de las que se encuentra la resistencia a tracción.

La resistencia a tracción máxima de cada material se obtuvo de los ensayos uniaxiales de tracción, en los que se registran la fuerza, el desplazamiento y la deformación. Al analizar el efecto de la carga en nuestras formulaciones podemos apreciar que un incremento del contenido de HA provoca una disminución de la resistencia a tracción, comportamiento que concuerda con los reportes de Cauch *et al.* [22].

Los cementos que contienen HA de tamaño nanométrico, mostraron, al igual que en los resultados de resistencia a compresión, menores valores de resistencia a tracción, para un mismo contenido de carga, en comparación con los que contienen HAP-200. Los resultados de resistencia a tracción obtenidos en los cementos estudiados son menores que la resistencia a tracción del hueso. La resistencia del fémur humano en una persona de 20 a 39 años es de 124 ± 1 MPa [26] valor superior al máximo obtenido en nuestro trabajo $32,4 \pm 0,1$ MPa (Figura 8).

Los valores de resistencia a tracción tanto en los cementos comerciales como en los modificados son siempre inferiores a la resistencia a tracción del hueso. A pesar de esto, podemos apreciar como las

formulaciones que contienen un 30 % de carga inorgánica (C2 y C4) en su composición cumplen con lo establecido por la norma ASTM D638 [27].

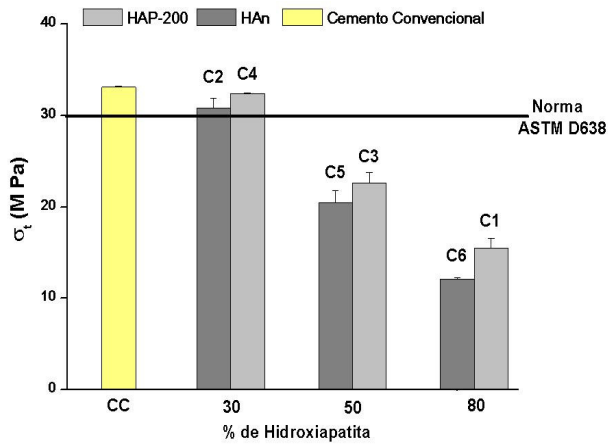


Figura 8. Resistencia mecánica a tracción de las seis formulaciones en estudio.

Comparando las propiedades mecánicas del cemento convencional (CC) con los resultados obtenidos para cada formulación evaluada, se puede apreciar que las mismas presentaron valores de propiedades mecánicas inferiores al cemento convencional. Sin embargo, la inclusión de HA en los cements está relacionada fundamentalmente con el aumento de su biocompatibilidad, para incrementar así la durabilidad de los mismos [13].

Los ensayos para determinar la temperatura máxima de polimerización en los cements óseos acrílicos resultan vitales, ya que permiten valorar los cambios que se producen en la muestra bajo un régimen programado de calentamiento, que podría simular el comportamiento del organismo al reaccionar frente a un implante de un material de este tipo, que aunque colocado para mejorar una patología ósea pudiera ser “interpretado” por este como una invasión a su estructura natural.

Para valorar los resultados experimentales de dichos ensayos, se empleó como referencia nuevamente la norma ISO 5833 [15], la cual destina un acápite a la determinación de la temperatura máxima de polimerización, estableciendo el valor de 90 ± 5 (°C) como el máximo permitido para cements óseos acrílicos.

En el estudio se obtuvieron *composites* con temperaturas máximas de polimerización en un rango entre 41 y 95 °C aproximadamente. Como puede apreciarse (Figura 9), todas las formulaciones ensayadas, satisfacen las exigencias de la norma

descrita para cements óseos acrílicos implantables. Sin embargo, se conoce que altos valores de temperaturas en el organismo pueden causar la necrosis del tejido circundante al implante, por lo que no sería adecuado el uso de aquellas formulaciones que presenten valores de temperaturas muy cercanos al límite establecido por la norma.

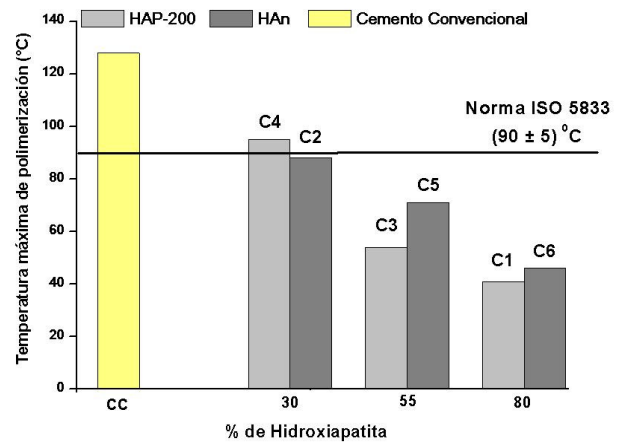


Figura 9. Valores de temperatura máxima de polimerización de los seis *composites* en estudio.

Analizando la influencia de la variable A (% de HA), podemos apreciar que a medida que aumenta el contenido de carga inorgánica en las formulaciones, disminuyen los valores de temperatura máxima de polimerización, coincidiendo estos resultados con lo planteado por Cauch et al. [22] y Espigares et al. [28]. Dicho comportamiento se debe a que las partículas de hidroxiapatita empleadas como relleno, constituyen núcleos absorbentes de calor, reduciendo el calor generado durante la reacción de polimerización y evitando que se disipe hacia el medio circundante.

Nótese que las formulaciones que contienen 55 y 80 % de HAP-200 presentan temperaturas inferiores que las que contienen HAn. Este comportamiento puede ser explicado dado que la HAP-200 es una cerámica porosa con estructura tridimensionalmente interconectada y con tamaño de microporos de 5 a 30 μm, por lo que cuando ocurre la reacción de polimerización el calor que se desprende es absorbido por dichos poros [9].

4. CONCLUSIONES

Se obtuvieron formulaciones con valores de resistencia a compresión y tracción superiores a los establecidos por la normas ISO 5833 y ASTM D638 respectivamente. Se comprobó además, que a

medida que aumenta el contenido de relleno inorgánico, disminuyen las propiedades mecánicas evaluadas. Las formulaciones con un 55 y 80 % de relleno inorgánico, así como el cemento C2, presentaron valores de temperatura máxima de polimerización menores que 90 °C. A partir de los resultados obtenidos podemos plantear que las formulaciones con un 55 % de carga inorgánica independientemente del tipo de hidroxiapatita empleada, son las más adecuadas para ser utilizadas como cementos óseos acrílicos.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Brekke J, Toth J. *J. Biomed Mater Res*, 1998; **43**: 380-398.
- [2] Harper J. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H*, 1998; **212**: 113-116.
- [3] Morejón L, Jasso C, Davidenko N, Mendizábal E. *Dossier Ciencia, Ingeniería y Vida. Revista Universidad de Guadalajara*, 1999; **14**: 42-46
- [4] Murugan R, Ramakrishna S. *Biomaterials*, 2004; **25**: 3829-3835.
- [5] Kim S, Park M, Jeon O, Choi C, Kim S. *Biomaterials*, 2006; **27**: 1399-1409.
- [6] Ferráz MP, Monteiro FJ, Manuel CM. *J. Appl. Biomater. Biomech*. 2004; **2**: 74-80.
- [7] Cuadrado TR, Abraham G. *Biomateriales*, Faenza Editrice Ibérica S.L., 2004, p. 151-171.
- [8] S.C. Cowin, "The Mechanical Properties of Cortical Bone Tissue". En: Cowin SC. (ed.), *Bone Mechanics*. Boca Raton (EE.UU): CRC Press Inc., 1991, p. 98-127.
- [9] González R, Melo M, Rodríguez A, Pérez A. *Química Nova*, 1993; **16**: 509-512.
- [10] Guadarrama D. *Preparación y Caracterización de Cementos Óseos Acrílicos Modificados con Micro y Nanopartículas de Hidroxiapatita*, Tesis de Diploma. Ciudad Habana (Cuba): Universidad de La Habana, 2009.
- [11] Peón E, Fuentes G, Delgado JA, Morejón L, Almirall A y García R. *Latin Am. Appl. Res.*, 2004; **34**: 225-228.
- [12] ICDD, *PCPDFWin* v.1.30 *JCPDS-International Center for Diffraction Data*, 1998.
- [13] Morejón L, Delgado JA, Mendizábal E, Davidenko N *et al. Revista CNIC Ciencias Químicas*, 2006; **37**: 155-161.
- [14] Morejón L, Mendizábal E, Delgado JA, Davidenko N *et al. Latin Am. Appl. Res.*, 2005; **35**: 175-182.
- [15] Norma ISO 5833-02, *Implants for Surgery-Acrylic Resin Cement*, International Standard Organization, 2002.
- [16] Cano J, Campo J, Palacios B, Bascones A. *Avances en Odontostomatología*, 2007; **23**: 2-12.
- [17] Servetci K, Korkusuz F, Hasirci N. *J. Med. Sci*, 2000; **30**: 543-547.
- [18] Mousa W F, Kobayashi M, Shinzato S, Kamimura M, Neo M, Yoshihara S, Nakamura T. *Biomaterials*, 2000; **21**: 2137-2146.
- [19] Vallo CI, Montemartini PE, Fanovich MA, Porto JM and Cuadrado TR. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl Biomater.*, 1999; **48**: 150-158.
- [20] Castaldini A. and Cavallini A. "Creep Behaviour of Composite Bone Cements". En Christel P, Munier A, Lee AJC (eds.). *Biological and Biomedical Performance of Biomaterials*, Amsterdam: Elsevier Science Publisher, 1986, p. 525-530.
- [21] Harper E.J, Behiri J.C and Bonfield W. *J. Mater. Sci. Mater. Med*, 1995; **6**: 799.
- [22] Cauich J, Vargas R, Cervantes J, Vera R, Martínez A. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 2001; **22**: 54-57.
- [23] Wang X., Li Y., Wei J., Groot K. *Biomaterials*, 2002; **23**: 4787-4791.
- [24] Wei G, Ma PX. *Biomaterials*, 2003; **25**: 4749-4757.
- [25] Hae-Won Kim. *J. Biomed. Mater. Res.*, 2007; **83A**: 169-177.
- [26] Virto R. *Optimización Mediante Modificaciones Farmacotécnicas de Matrices Poliméricas: Desarrollo de Formulaciones Alternativas*, Tesis Ph.D. Madrid (España): Universidad Complutense de Madrid, 2005.
- [27] Norma ASTM D638-03, *Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*. Vol. 08.01. Filadelfia (EE.UU.): American Society for Testing and Materials, 2003.
- [28] Espigares I, Elvira C, Mano JF, Vázquez B, San Román J, Reis RL. *Biomaterials*, 2002; **23**: 1883-1885.