

INFLUENCIA DE LA HIDROXIAPATITA (HA) Y EL METACRILATO DEL 2-DIMETILAMINO ETILO EN LAS PROPIEDADES FÍSICAS, MECÁNICAS Y BIOLÓGICAS EN LOS CEMENTOS ÓSEOS ACRÍLICOS

Galileo Santacruz^{1*}, *Mayra Valencia*²

1: Estudiante Ingeniería De Materiales, Universidad De San Buenaventura

2: Docente Universidad De San Buenaventura. Cali, Colombia

*Contacto: fgalileo777@hotmail.com.

RESUMEN

En la presente investigación fue posible preparar cementos óseos acrílicos modificados con la incorporación del co-monómero alcalino metacrilato del 2-dimetilamino etilo (DMAEM) e hidroxiapatita (HA); estos fueron caracterizados física, química, térmica y mecánicamente. El análisis de los resultados se realizó mediante la técnica de superficie de respuesta y se encontró que con la incorporación de DMAEM e HA se alcanza una disminución en la temperatura máxima de curado ($T_{Máx}$), cumpliendo el requerimiento mínimo de resistencia a la compresión (σ_c) para cementos óseos acrílicos de 70 MPa, establecido en la norma ISO 5833.

Palabras Clave: *Cementos óseos, Hidroxiapatita, DMAEM*

ABSTRACT

In the present investigation was possible to prepare acrylic bone cements modified with the addition of alkali methacrylate comonomer 2-dimethylamino acetate (DMAEM) and hydroxyapatite (HA); these were characterized physically, chemically, thermally and mechanically. The analysis of the results was performed using the response surface technique and found that with the addition of DMAEM and HA is achieved a decrease in peak curing temperature (T_{max}), and that these generally met the requirements of ISO 5833.

Keywords: *Bone Cement, Hydroxyapatite, DMAEM*

1 INTRODUCCIÓN

Los cementos óseos poliméricos disponibles en el mercado consisten generalmente de polimetacrilato de metilo (PMMA) y/o sus copolímeros. Las formulaciones disponibles comercialmente presentan pequeñas diferencias entre sí y se suministran en dos componentes separados: un líquido en el interior de una ampolla y un sólido en polvo en una bolsa estéril.

Todos los cementos convencionales presentan algunas desventajas biológicas que se atribuyen principalmente a la alta temperatura alcanzada durante la polimerización y al bajo peso molecular de los residuos de la reacción. El perjuicio químico causado por estos residuos, principalmente el monómero y activadores, pueden comprometer la interfaz hueso-cemento y, de alguna manera, impedir los procesos osteoformativos. Dado que el ciclo celular, el metabolismo óseo y la mineralización se correlacionan entre sí, los procesos que conllevan la formación de hueso

pueden verse obstaculizados por cualquier sustancia que interfiera con la diferenciación y replicación de las células óseas.

El objetivo de este proyecto fue evaluar mediante un diseño de superficie de respuesta la influencia de la composición química de formulaciones de cementos óseos acrílicos para regeneración ósea modificados con el co- monómero Metacrilato del 2-(dimetilamino etilo) (DMAEM) para mejorar la biocompatibilidad y con hidroxiapatita (HA) para generar formación de hueso, sobre las propiedades mecánicas y de curado. A las formulaciones con propiedades óptimas se le realizaron pruebas complementarias (físicas, térmicas y químicas).

2 MATERIALES

Los materiales que se usaron durante esta investigación consistieron en:

2.1 Fase sólida

- Perlas de polimetacrilato de metilo, (PMMA) (Veracril®).
- Peróxido de benzoilo, (PBO) (Merck).
- Sulfato de bario, (BaSO₄) (Alfa Aesar®).
- Hidroxiapatita, (HA) (Aldrich®).

2.2 Fase líquida

- Metacrilato de metilo, (MMA) (Merck).
- Metacrilato del 2-(dimetilamino etilo), (DMAEM) (Merck).
- N, N-dimetil *p*-toluidina, (DMPT) (Merck).

3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL.

3.1 Diseño experimental

3.1.1 Superficies de respuesta

Variando el contenido de DMAEM entre 0 y 5% y el de HA entre 0 y 20% se obtuvo el siguiente diseño de experimentos (Tabla 1)

3.2 Preparación de los cementos óseos

De acuerdo con las proporciones arrojadas por el diseño de experimentos se prepararon los cementos óseos mediante la mezcla manual del componente sólido y líquido, manteniendo siempre una relación sólido/líquido de 2/1.

Tabla 1. Composiciones de las mezclas de cementos óseos.

MUESTRA	LIQUIDA (%)			SOLIDA (%)			
	MMA	DMPT	DMAEM	PMMA	BPO	BaSO4	H.A
1	96,77	2,50	0,73	71,93	1,00	10,00	17,07
2	95,00	2,50	2,50	79,00	1,00	10,00	10,00
3	92,50	2,50	5,00	79,00	1,00	10,00	10,00
4	95,00	2,50	2,50	69,00	1,00	10,00	20,00
5	93,23	2,50	4,27	71,93	1,00	10,00	17,07
6	95,00	2,50	2,50	79,00	1,00	10,00	10,00
7	97,50	2,50	0,00	79,00	1,00	10,00	10,00
8	95,00	2,50	2,50	79,00	1,00	10,00	10,00
9	95,00	2,50	2,50	79,00	1,00	10,00	10,00
10	95,00	2,50	2,50	89,00	1,00	10,00	0,00
11	96,77	2,50	0,73	86,07	1,00	10,00	2,93
12	95,00	2,50	2,50	79,00	1,00	10,00	10,00
13	93,23	2,50	4,27	86,07	1,00	10,00	2,93

3.3 Caracterización de los cementos óseos

A todas las mezclas arrojadas en el diseño de experimentos se les realizó pruebas de curado y ensayos mecánicos.

3.3.1 Pruebas de curado.

Inmediatamente después de la mezcla de los componentes sólido y líquido, el cemento fue depositado en un molde de teflón con agujeros de 10mm de diámetro y 15mm de altura y se registraron datos de temperatura y tiempo.

El molde de teflón permaneció en un baño de temperatura controlada aproximadamente a 23°C durante toda la prueba. En la Figura 1. Se muestra el montaje utilizado para esta prueba.



Figura 1. Montaje utilizado en la prueba de curado.

El tiempo de curado se calculó como el tiempo en que el cemento alcanzó la temperatura de curado, la cual se determinó a partir de la ecuación 1, propuesta en la norma ISO 5833:

$$T_{curado} = \frac{T_{ambiente} + T_{maxima}}{2} \quad (1)$$

Para cada mezcla se realizaron dos ensayos de acuerdo con lo establecido por la norma ISO 5833

3.3.2 Ensayo a Compresión.

Las probetas para compresión se realizaron en moldes de teflón de forma cilíndrica de 6 mm de diámetro y 12 mm de alto. Estos moldes fueron puestos sobre placas de teflón y una vez depositado en éstos el cemento óseo, se les aplicó una presión baja hasta que el cemento endureció.

El ensayo a compresión se produjo a una velocidad de aplicación de carga de 20 mm/min de acuerdo con lo estipulado en la norma ISO 5833. Se registraron datos de carga y deformación. La resistencia a compresión se calculó como la carga máxima dividida entre el área de la sección transversal del cilindro, mientras que el módulo a compresión fue determinado como la pendiente de la zona elástica del gráfico esfuerzo-deformación. Para cada mezcla se ensayaron 6 probetas después de una semana de preparadas

4 RESULTADOS.

En la figura 2 se observa que con porcentajes de co-monómero e HA menores a aproximadamente 1,5 y 3%, respectivamente, la temperatura máxima supera los 32,5 °C. Además, se puede apreciar que altos contenidos de co-monómero generan una disminución considerable en la temperatura máxima alcanzando valores cercanos a los 25 °C con el mayor contenido del DMAEM.

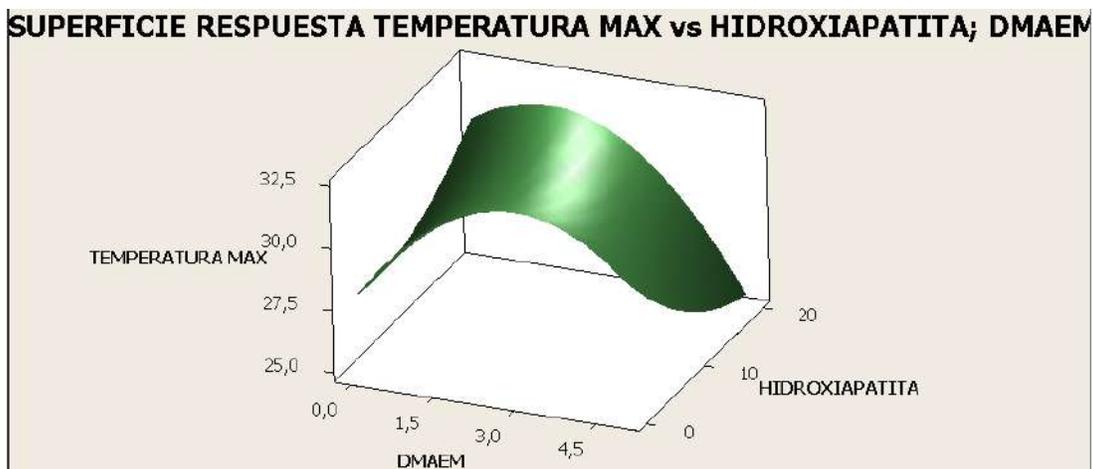


Figura 2. Superficie de respuesta de temperatura máxima (°C) de cementos óseos con HIDROXIAPATITA y DMAEM.

La incorporación del co-monómero incide en la disminución de la temperatura máxima generada por la reacción de los cementos óseos. En general, todos los cementos preparados cumplieron los requisitos establecidos en la norma ISO 5833 sin superar los 90 °C, siendo este comportamiento similar al obtenido por Cauch *et.al* [4]., quienes para cementos modificados reportaron la consecución de menores temperaturas de polimerización debidas igualmente a la incorporación del co-monómero alcalino [4] este fenómeno también fue explicado por Brauer *et.al*[5].; quienes

plantearon que la reactividad del iniciador de la reacción de polimerización decreció debido a la formación de una sal de ácido benzoico, a partir de la amina alifática básica, la cual llega a retardar considerablemente la descomposición del peróxido [5].

De la Figura 3 se infiere que en presencia de altos contenidos de DMAEM el tiempo de curado (t_c) se incrementa al aumentar el porcentaje de HA, comportamiento contrario al observado con bajas proporciones del co-monómero. Estudios previos [6], reportan aumento en el t_c con la incorporación de HA debido a la disminución en la velocidad de polimerización, ya que en un sistema tan heterogéneo como el cemento óseo, la disponibilidad de los monómeros puede ser alterada por su distribución entre las fases [7]. Por tanto, la HA estaría actuando como una especie de retardante de la reacción de polimerización, neutralizando solo una fracción de los radicales libres.

SUPERFICIE RESPUESTA TIEMPO DE CURADO vs. HIDROXIAPATITA; DMAEM

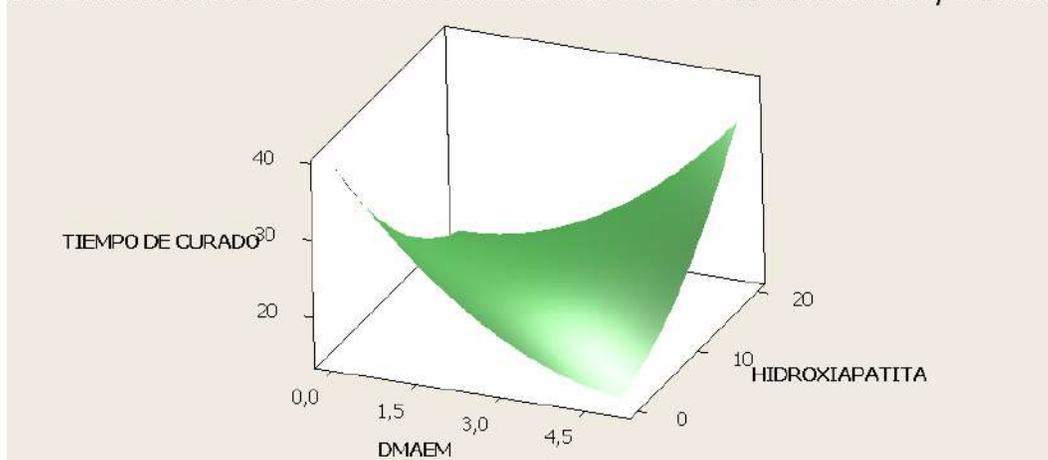


Figura 3. Superficie de respuesta del tiempo de curado (**min**) de cementos óseos con **HIDROXIAPATITA** y **DMAEM**.

En la Figura 4 se observa que el módulo a compresión disminuye notablemente con el incremento en la cantidad del DMAEM. En diferentes trabajos se plantea que la disminución en la resistencia y el módulo de elasticidad a la compresión de los cementos modificados con DMAEM, respecto al cemento sin modificar, es debido a que los copolímeros generados entre el MMA y el co-monómero con grupo amino durante el proceso de curado del cemento, poseen una temperatura de transición vítrea (T_g) menor que la obtenida en los cementos únicamente con MMA; lo anterior conduce a que el material sea más dúctil y por consiguiente la resistencia y el módulo elástico se vean disminuidos. Sumado a esto, se debe tener en cuenta que la formación de la sal entre el co-monómero y el BPO también influye significativamente; puesto que con la menor formación de PMMA a medida que aumenta el contenido de DMAEM, la posibilidad de la formación de un polímero rígido y de cadena larga se ve reducida y [8].

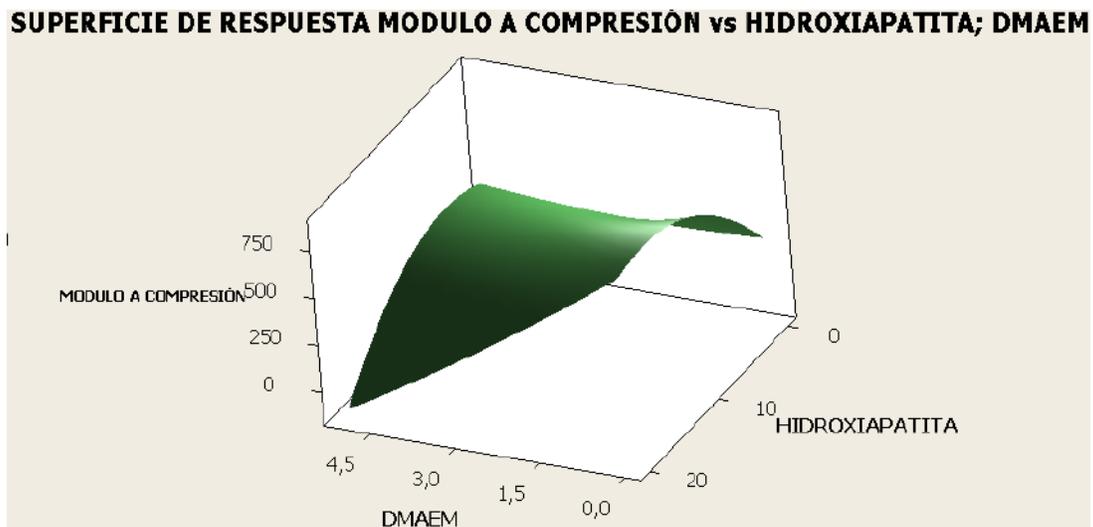


Figura 4. Superficie de respuesta del módulo a compresión (*MPa*) de cementos óseos con HIDROXIAPATITA y DMAEM.

5 CONCLUSIONES

El presente estudio demostró que la incorporación de co-monómeros con grupos amino DMAEM a las formulaciones de cemento óseo incide en la disminución de la temperatura máxima generada por la reacción de los cementos óseos. En general, con todas las formulaciones se cumplieron los requisitos establecidos en la norma ISO 5833 sin superar los 90 °C.

De la misma forma, dicha incorporación produce una disminución en las propiedades mecánicas (resistencia y módulo) a compresión, presentando valores de resistencia y módulo superiores al valor mínimo establecido en el estándar internacional para ser usados en este tipo de aplicaciones.

6 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. García De Lucas, F. Ávila Guillén P., De Pedro J. A., López-Bravo Y San Román, J. Experimental study of acrylic bone cements of reduced toxicity for orthopaedic surgery. Instituto de Ciencia y Tecnología de Polímeros, CSIC, Madrid. Clínica CEMTRO, Madrid, universidad de Salamanca. 2002; 13: 155-164.
2. María Pau Ginebra Molins. Desarrollo y caracterización de un cemento óseo basado en fosfato tricálcico-ot para aplicaciones quirúrgicas. Tesis. Especialidad Física por la Universitat Politècnica de Catalunya. 136-143,1996.
3. Teresita R.Cuadrado Y Pablo E. Cementos quirúrgicos: influencia de la formulación sobre la performance clínica. Montemartini Instituto de Investigación en Ciencia y Tecnología de Materiales, INTEMA, Mar del Plata.1-5, 2006.

4. Cauich, J., Vargas, R., Cervantes, J., Vera, R., Y Martinez, A. “Estudio de las propiedades de cementos óseos preparados con metacrilatos funcionalizados e hidroxiapatita”. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica 22, 54, 2001.
5. Brauer, G., Davenport, M., And Hansen, W. “Accelerating effect of amines on polymerization of methyl methacrylate”. Modern Plastics, 153-168, 1956.
6. Gutierrez, L., Y Montenegro, M. Estudio de factibilidad técnica para la fabricación de cementos óseos acrílicos con aplicación en Biomateriales. Tesis de Pregrado. Cali, Valle, Colombia: Universidad del Valle, 2006.
7. Bayne, S., Lautensclager, E., Compere, C., & Qildes, R. (s.f.). “Degree of polymerization of acrylic bone cement”. Journal Biomedic materials., 1975.
8. Pascual, B., Gurruchaga, M., Ginebra, Mp., Gil, Fj., Planell, Ja., Vázquez, B. “Modified acrylic bone cement with high of ethoxytriethyleneglycol methacrylate”. Biomaterials, 20, 453-463, 1999.
9. Brizuela, N., López, M. Y González, R. “Cementos óseos acrílicos modificados con Hidroxiapatita/Acetato de Vinilo. Caracterización mecánica, termoanalítica y bioactividad In vitro”. Polímeros. 20, 98-106, 2010.
10. Brizuela, N., López, M. Y, González, R. “Cementos óseos acrílicos modificados con acetato de vinilo. Caracterización físico química, mecánica y microestructural”. CENIC Ciencias Químicas (39), 63-69, 2008
11. Lewis, G. “Properties of acrylic bone cement: state of the art review”, J. Biomed. Mater. Res. Appl. Biomater. 38, 155–182, 1997.