

PROPIEDADES MECÁNICAS DE CEMENTOS ÓSEOS ACRÍLICOS PREPARADOS CON CO-MONÓMEROS CON GRUPOS AMINO

A. May-Pat ^(1,2), J.M. Cervantes-Uc ⁽¹⁾, S.G. Flores-Gallardo ⁽²⁾

(1) Centro de Investigación Científica de Yucatán, A.C. Mérida, Yucatán, México.

(2) Centro de Investigación en Materiales Avanzados, S.C., Chihuahua, Chihuahua, México

E-mail: amay@cicy.mx

RESUMEN

En este trabajo se estudio el efecto del tipo y concentración (2, 4, 6 y 10 % p/p) de tres co-monómeros diferentes sobre las propiedades mecánicas a compresión, flexión e impacto de cementos óseos acrílicos; los co-monómeros con grupos amino utilizados fueron: el acrilato de dietilamino etilo (DEAEA), el metacrilato de dimetilamino etilo (DMAEM) y el metacrilato de dietilamino etilo (DEAEM). Además, se presentan los resultados de muestras acondicionadas en fluido corporal simulado a 3 y 6 meses. Los resultados obtenidos indicaron que los cementos preparados con los co-monómeros DEAEA y DEAEM presentaron valores de resistencia a compresión superiores al valor mínimo establecido en el estándar ISO5833, que es 70MPa. Para el caso de los resultados en las pruebas a flexión, los valores de resistencia alcanzaron el valor mínimo requerido por la norma que es 50 MPa y 1800 MPa para el módulo elástico, al incorporar los tres co-monómeros; en contraste, los cementos preparados con DMAEM no cumplieron con estos requerimientos a mayores porcentajes (6 y 10%). Para el caso de las propiedades mecánicas de impacto se observó un incremento en la resistencia al impacto al incorporar los co-monómeros en comparación al cemento sin modificar, obteniéndose los mayores valores al incorporar el 10 % de cada tipo de co-monómero. En lo que respecta a las muestras acondicionadas en fluido corporal simulado, los resultados mostraron una disminución en las propiedades a compresión y flexión para los co-monómeros utilizados, aunque en los cementos preparados con el DMAEM se observó una ligera recuperación de dichas propiedades en comparación con los otros dos co-monómeros (DEAEA, DEAEM). En las propiedades mecánicas de impacto se observó un incremento en la resistencia al impacto al estar acondicionados los cementos óseos por un período de 3 meses en fluido corporal simulado; sin embargo, el efecto contrario se obtuvo en las muestras acondicionadas durante 6 meses.

Tópico: Tópico 3: Materiales Poliméricos

Palabras clave: cementos óseos acrílicos, propiedades mecánicas, co-monómeros con grupos amino, fluido corporal simulado

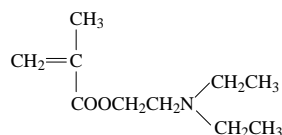
1. INTRODUCCIÓN

Desde hace algunos años se observa una tendencia creciente al desarrollo y empleo de materiales para la reparación y sustitución temporal o permanente de porciones dañadas de tejido óseo. Entre estos materiales se encuentran los cementos óseos convencionales, los cuales son materiales poliméricos que se utilizan mayoritariamente en cirugía ortopédica con el objetivo de fijar prótesis articulares. Además, los cementos óseos se utilizan no solo como relleno entre la prótesis y el hueso sino que también proporcionan un medio para transferir cargas mecánicas [1,2]. A pesar de lo anterior, es un hecho conocido que los cementos óseos acrílicos disponibles comercialmente poseen desventajas como: altos calores de reacción, nula biocompatibilidad e inadecuadas propiedades mecánicas (generalmente son materiales frágiles). Los altos calores de reacción pueden originar necrosis en el tejido óseo mientras que la nula biocompatibilidad y las inadecuadas propiedades mecánicas puede conducir al aflojamiento del implante (prótesis). Con la finalidad de superar las desventajas mencionadas anteriormente, se han desarrollado nuevas formulaciones que involucran la incorporación de materiales elastoméricos, el uso de fibras sintéticas, el uso de co-monómeros hidrofílicos, etc [3-6]. En trabajos previos llevados a cabo por nuestro grupo de investigación [7], se demostró que la incorporación de co-

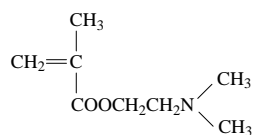
monómeros con grupos amino a las formulaciones de cemento óseo conducía a una mejora en la biocompatibilidad del material ya que las células generadoras de hueso (osteoblastos) se depositan y proliferan mejor en superficies parcialmente hidrófilas cargadas positivamente, como las generadas por la protonación de los grupos amino del co-monómero. A pesar de lo anterior, la incorporación de estos compuestos a las formulaciones de los cementos trae como consecuencia un cambio en la conducta mecánica de éstos, por lo que la determinación de las propiedades mecánicas en estos materiales es de suma importancia ya que las fuerzas externas aplicadas durante diversas actividades físicas pueden exceder la capacidad del cemento para transferir dichas cargas. Con lo expuesto anteriormente, este trabajo tiene como objetivo evaluar la resistencia a compresión, flexión e impacto de cementos óseos acrílicos que contienen en su formulación los siguientes co-monómeros con grupos amino: el acrilato de dietilamino etilo (DEAEA), el metacrilato de dimetilamino etilo (DMAEM) y el metacrilato de dietilamino etilo (DEAEM); también se estudia el comportamiento de las propiedades mecánicas de estos materiales después de haber sido acondicionados en fluido corporal simulado (FCS) por períodos de 3 y 6 meses.

2. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

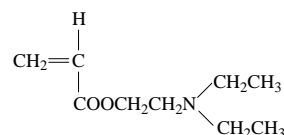
La preparación de los cementos óseos se realizó mezclando manualmente la fase sólida con la fase líquida en una proporción 2:1. La fase sólida estuvo compuesta de perlas de poli (metacrilato de metilo), sulfato de bario (como agente de contraste) y peróxido de benzoilo (como iniciador); las cantidades utilizadas para cada compuesto fueron: 89, 10 y 1% p/p. La fase líquida estuvo formada por monómero de metacrilato de metilo (MMA), N,N-dimetil-p-toluidina (DMPT) al 2.5 % v/v y un co-monómero con grupos amino. Los co-monómeros utilizados fueron: el acrilato de dietilamino etilo (DEAEA), el metacrilato de dimetilamino etilo (DMAEM) y el metacrilato de dietilamino etilo (DEAEM). La incorporación de los co-monómeros se realizó en proporciones del 2, 4, 6 y 10 % mediante el reemplazo parcial del MMA en la fase líquida. En la figura 1 se ilustran las estructuras químicas de los co-monómeros utilizados. La mezcla obtenida en la fase previa se vertió en moldes de teflón que poseen las dimensiones que establecen los estándares correspondientes: el estándar ISO 5833 para las pruebas mecánicas a compresión y flexión y, la ASTM D-256 para las pruebas de impacto. Las probetas de compresión, flexión e impacto fueron ensayadas después de una semana de preparadas. En otra serie de experimentos probetas de compresión, flexión e impacto fueron acondicionadas en fluido corporal simulado a 37° C durante tres y seis meses, para posteriormente ser ensayados mecánicamente. Para la preparación del fluido corporal simulado (FCS), se utilizó el procedimiento reportado por Deb S. *et al* [8]. Las pruebas mecánicas a compresión y flexión se realizaron en una máquina de pruebas universales Shimadzu modelo AG-I, utilizando una celda de carga de 0.5 y 5 kN, y a una velocidad de cabezal de 20 y 5 mm/min., respectivamente; para las pruebas mecánicas a impacto se utilizó un impactómetro tipo Izod marca CEAST, modelo RESIL25, utilizando un martillo de 1 J a una velocidad de impacto de 3.46 m/s.



(a) DEAEM



(b) DMAEM



(c) DEAEA

Figura 1. Estructuras químicas de los co-monómeros.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos de las pruebas mecánicas a compresión se muestran en la figura 2. En la figura (2a) se ilustran los resultados de la resistencia máxima a compresión de los cementos óseos obtenidos con los diferentes tipos de co-monómeros utilizados. Como se puede observar, todos los cementos preparados con los co-monómeros DEAEA y DEAEM, poseen valores de resistencia superiores a los valores de resistencia mínimos establecidos en el estándar ISO 5833 que es, 70 MPa [9]. En contraste, en los cementos que contienen el co-monómero DMAEM, no todos los porcentajes utilizados (6, 10%) alcanzan el valor mínimo de resistencia requerido por la norma. En lo que respecta al módulo elástico a compresión (fig.2b), todas las formulaciones presentan una disminución en comparación del cemento óseo sin modificar, lo cual indica un cambio en el comportamiento mecánico del material de frágil a dúctil.

Para el caso de la pruebas mecánicas a flexión se puede decir que la resistencia máxima a flexión (fig 3a) no se ve influenciada por la incorporación de los monómeros DEAEA y DEAEM, ya que no hay diferencia estadística significativa al comparar éstos con el cemento sin modificar; además, los cementos poseen el valor mínimo requerido por la norma, 50 MPa [9]; en contraste, al incorporar el monómero DMAEM la resistencia a flexión se ve disminuida drásticamente y no alcanza el valor mínimo de resistencia a flexión requerido por la norma. En la figura (3b), se puede observar, en general, que un incremento en el contenido de los co-monómeros produce una disminución en el modulo elástico a flexión para todos los porcentajes utilizados; a pesar de lo anterior, los cementos presentan valores ligeramente superiores al mínimo establecido en la norma internacional que es de 1.8 GPa. Cabe señalar que los cementos, que contenían el monómero DMAEM al 10 %, no pudieron ser ensayados en esta prueba mecánica ya que el material obtenido era demasiado dúctil.

Los resultados obtenidos para la resistencia al impacto se ilustran en la figura 4; se puede observar incrementos en esa propiedad a partir de la incorporación del 2 % para el caso del co-monómero DEAEM y desde el 4% para el DEAEA y DMAEM. Cabe señalar, que al incorporar el 10% del co-monómero DEAEM, los cementos presentaron un incremento en su resistencia al impacto de más del 100%; es decir, el cemento sin modificar incremento su resistencia al impacto de 4.07 KJ/m^2 hasta 8.8 KJ/m^2 . Para el caso del co-monómero DEAEA y DMAEM no se observa una tendencia a incrementar su resistencia al impacto a mayores porcentajes (6 y 10%) de dichos co-monómeros. Cabe señalar que los valores de resistencia al impacto obtenidos en este trabajo están en el intervalo de los reportados en la literatura para cementos óseos comerciales [10].

La disminución en las propiedades mecánicas a compresión y flexión de los cementos óseos modificados con respecto al cemento sin modificar es debida a que al incorporar estos co-monómeros en la formulación del cemento óseo hace a éstos menos rígidos (más dúctiles) que las formulaciones convencionales debido a que los copolímeros generados, entre el MMA y los co-monómeros con grupos amino, durante el proceso de curado del cemento, poseen una temperatura de transición vítrea (T_g) menor que la obtenida en los cementos obtenidos únicamente con MMA [11,12]. Lo anterior conduce a que el material sea más dúctil y por lo consiguiente la resistencia a compresión y flexión, así como el módulo elástico se ven disminuidas, mientras que la resistencia al impacto se ve incrementada.

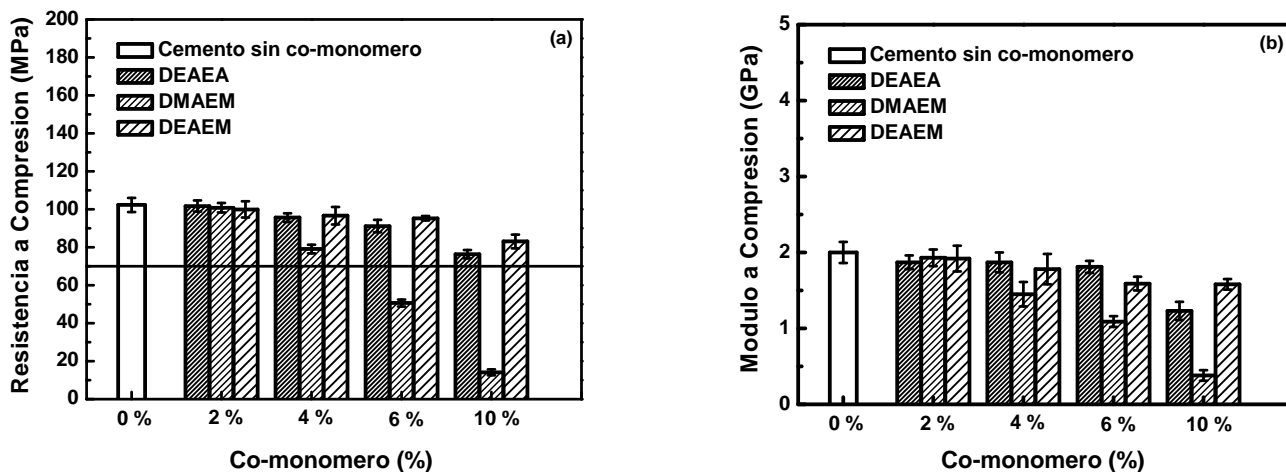


Figura 2. Propiedades mecánicas a compresión de cementos óseos modificados: a) Resistencia, b) Módulo elástico

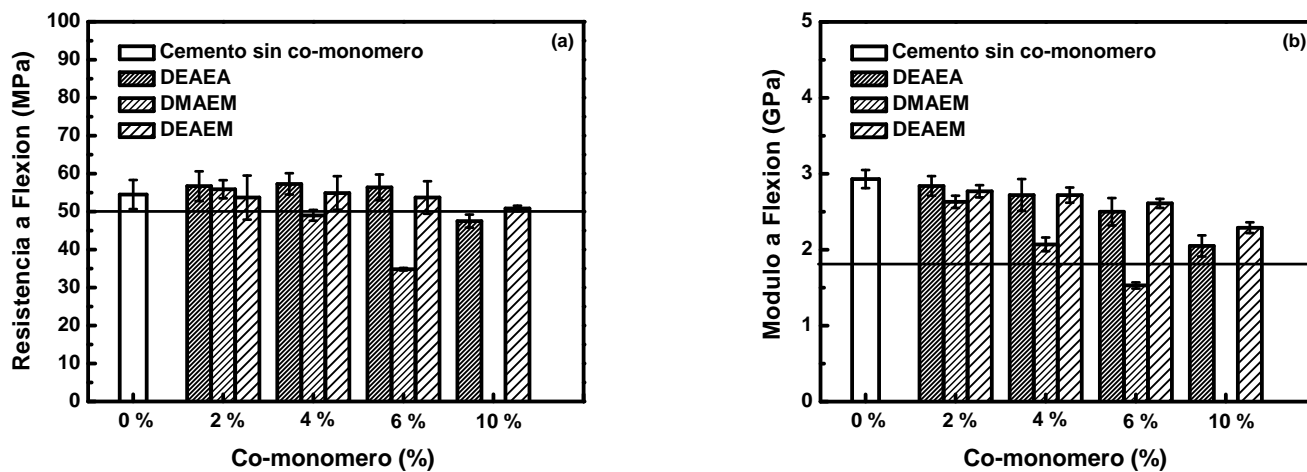


Figura 3. Propiedades mecánicas a flexión de cementos óseos modificados: a) Resistencia, b) Módulo elástico

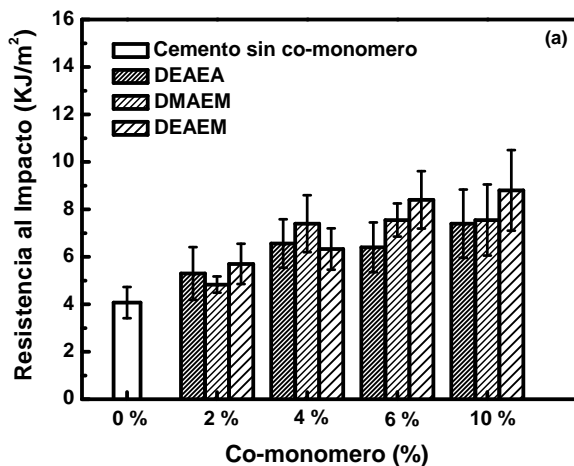


Figura 4. Resistencia al impacto de cementos óseos modificados.

Las propiedades mecánicas a compresión de las muestras acondicionadas a 3 y 6 meses en fluido corporal simulado (FCS) se muestran en la tabla 1. En general, se puede observar una disminución en la resistencia a compresión de los cementos óseos modificados con todos los co-monómeros utilizados en este estudio (DEAEA, DMAEM y DEAEM) durante los 3 meses de acondicionamiento, excepto en el cemento que contiene 10% de DMAEM en donde se observó un incremento del 86 % en su resistencia a compresión, en comparación con el cemento óseo sin acondicionamiento; es decir, el cemento sin acondicionamiento tuvo una resistencia de 14.11 MPa mientras que el acondicionado durante tres meses en FCS tuvo un valor de 26.27 MPa. También podemos observar, una tendencia a disminuir la resistencia a compresión utilizando los co-monómeros DEAEA y DEAEM durante los 3 meses de acondicionamiento.

En las propiedades mecánicas a compresión de las muestras acondicionadas durante 6 meses se observa una ligera recuperación en su resistencia y módulo elástico, en comparación a las muestras acondicionadas durante 3 meses, sin embargo no se observa una mejora en comparación a las muestras sin acondicionamiento. Para el caso del co-monómero DMAEM, se observa un incremento en la resistencia a compresión de manera más notoria al incorporar el 10%; es decir, presenta un incremento de más del 160% en comparación a las muestras sin acondicionamiento, y una recuperación del 40 % con respecto a las muestras acondicionadas durante 3 meses en FCS. Cabe señalar, que los co-monómeros DEAEA y DEAEM presentan una tendencia a recuperar su resistencia a compresión para todos los porcentajes utilizados en los cementos óseos. Para los resultados obtenidos en los módulos elásticos durante un periodo de acondicionamiento de 3 meses, presentan una disminución al incrementar el porcentaje de co-monómero, sin embargo, al estar las muestras a condicionadas por un periodo de 6 meses se observa una ligera recuperación en dicha propiedad; cabe señalar, los valores obtenidos durante un periodo de 3 y 6 meses están por debajo de las muestras sin acondicionamiento.

La resistencia mecánica y el módulo elástico en flexión de las muestras acondicionadas durante 3 y 6 en FCS, se ilustran en la tabla 2. La resistencia a flexión de los cementos preparados con todos los co-monómeros y acondicionadas durante tres meses en FCS presenta una disminución para todos los porcentajes utilizados con respecto a las muestras sin acondicionamiento; esta tendencia, se observa de igual manera al estar acondicionadas durante seis meses en FCS. Es importante señalar que los valores de resistencia y módulo a flexión de los cementos (sin acondicionamiento) preparados con 10% de DMAEM no son reportados en la tabla debido a que las muestras presentaban demasiada ductilidad por lo que no pudieron ser ensayados; en contraste, las probetas acondicionadas durante tres y seis meses si pudieron ser ensayados y su resistencia se vio incrementada hasta 17.56 y 18.61 MPa, respectivamente. Lo anterior indica que esta formulación presenta una tendencia opuesta a la de las otras formulaciones. Por su parte, el módulo elástico a flexión presentó tendencias similares a las obtenidas para la resistencia en todas las formulaciones estudiadas; es decir, el módulo disminuyó al aumentar el tiempo de acondicionamiento excepto en las formulaciones que contenían un 10% de DMAEM.

El efecto del acondicionamiento de los cementos óseos en FCS sobre las propiedades mecánicas de impacto durante 3 y 6 meses se muestra en la tabla 3. En general, se puede observar que todas las muestras acondicionadas durante 3 meses presentan una resistencia al impacto mayor que aquellas que no han sido acondicionadas (muestras sin acondicionamiento), excepto la formulación que contiene 10% de DEAEM en donde se obtuvo la tendencia opuesta, ya que el cemento sin acondicionamiento tuvo una resistencia al impacto de 8.80 KJ/m² mientras que las probetas acondicionadas durante tres meses la resistencia al impacto fue de 7.82 KJ/m². Sin embargo, las muestras acondicionadas durante seis meses mostraron una tendencia a disminuir la resistencia al impacto para todos los cementos preparados con los co-monómeros DEAEA, DMAEM y DEAEM, con respecto a las muestras sin acondicionamiento, presentando mayores decrementos en esta propiedad a partir del 4% de la incorporación del co-monómero DEAEA y DMAEM; cabe señalar, los cementos preparados con el co-monómero DEAEM, la disminución se observa a partir de la incorporación del 6% de dicho co-monómero. Las muestras acondicionadas durante 6 meses en FCS, en general, produce un efecto adverso en las propiedades mecánicas de impacto, ya que se ve disminuida su resistencia al impacto. Lo anterior puede atribuirse a que las muestras son más frágiles, ya que el fluido corporal simulado extrae el monómero residual de los cementos. Es importante hacer notar que para el caso del cemento sin co-monómero la resistencia al impacto incremento al estar acondicionadas durante 3 y 6 meses con respecto a las muestras sin acondicionamiento.

Tabla 1. Propiedades mecánicas a compresión de cementos óseos modificados acondicionados en fluido corporal simulado

Co-monómero	%	Compresión					
		σ_{max} (MPa)			E (GPa)		
		Tiempo					
		0	3 meses	6 meses	0	3 meses	6 meses
Cemento sin co-monómero	0	102.30 ± 3.72	95.09 ± 6.43	84.96 ± 2.47	2.00 ± 0.14	1.74 ± 0.17	1.53 ± 0.09
DEAEA	2	101.70 ± 2.92	74.34 ± 5.16	77.96 ± 3.21	1.87 ± 0.09	1.39 ± 0.12	1.49 ± 0.10
	4	95.65 ± 2.27	67.96 ± 3.38	71.21 ± 5.02	1.87 ± 0.13	1.21 ± 0.11	1.27 ± 0.08
	6	91.13 ± 3.28	62.85 ± 2.47	69.01 ± 1.64	1.81 ± 0.08	1.15 ± 0.08	1.19 ± 0.08
	10	76.30 ± 2.23	49.97 ± 1.07	57.49 ± 3.11	1.23 ± 0.12	0.82 ± 0.05	0.92 ± 0.08
DMAEM	2	100.83 ± 2.49	69.99 ± 4.77	75.01 ± 4.12	1.93 ± 0.11	1.37 ± 0.11	1.47 ± 0.12
	4	79.06 ± 2.30	52.72 ± 3.33	58.82 ± 1.77	1.45 ± 0.16	0.95 ± 0.06	1.03 ± 0.06
	6	50.65 ± 1.83	34.13 ± 1.27	40.15 ± 2.26	1.09 ± 0.07	0.51 ± 0.04	0.55 ± 0.02
	10	14.11 ± 1.58	26.27 ± 1.12	36.86 ± 3.88	0.38 ± 0.07	0.22 ± 0.02	0.30 ± 0.02
DEAEM	2	99.93 ± 4.30	77.3 ± 3.76	83.45 ± 2.30	1.92 ± 0.17	1.48 ± 0.13	1.64 ± 0.13
	4	96.63 ± 4.63	74.88 ± 4.48	77.69 ± 1.97	1.78 ± 0.20	1.44 ± 0.15	1.49 ± 0.10
	6	95.23 ± 1.16	71.35 ± 4.07	74.23 ± 1.13	1.59 ± 0.09	1.23 ± 0.10	1.38 ± 0.08
	10	83.06 ± 3.62	59.81 ± 5.62	60.98 ± 2.06	1.58 ± 0.07	1.17 ± 0.09	1.15 ± 0.09

Tabla 2. Propiedades mecánicas a flexión de cementos óseos modificados acondicionados en fluido corporal simulado

Co-monómero	%	Flexión					
		σ_{max} (MPa)			E (GPa)		
		Tiempo					
		0	3 meses	6 meses	0	3 meses	6 meses
Cemento sin co-monómero	0	54.50 ± 3.83	50.61 ± 2.61	37.95 ± 1.87	2.93 ± 0.12	2.59 ± 0.14	2.26 ± 0.05
DEAEA	2	56.70 ± 3.93	57.95 ± 4.29	47.16 ± 2.25	2.84 ± 0.13	2.57 ± 0.10	2.52 ± 0.09
	4	57.30 ± 2.81	50.32 ± 0.64	46.07 ± 2.09	2.72 ± 0.21	2.40 ± 0.03	2.22 ± 0.16
	6	56.40 ± 3.39	44.44 ± 2.17	43.39 ± 2.65	2.50 ± 0.18	2.19 ± 0.07	2.17 ± 0.13
	10	47.50 ± 1.73	34.47 ± 1.44	32.84 ± 0.54	2.05 ± 0.14	1.77 ± 0.04	1.69 ± 0.07
DMAEM	2	55.90 ± 2.38	47.76 ± 2.32	37.02 ± 0.44	2.63 ± 0.08	2.28 ± 0.09	1.93 ± 0.05
	4	49.02 ± 1.42	37.56 ± 3.11	36.53 ± 0.63	2.07 ± 0.09	1.77 ± 0.11	1.83 ± 0.07
	6	34.85 ± 0.33	28.29 ± 1.25	28.29 ± 1.40	1.53 ± 0.04	1.26 ± 0.08	1.41 ± 0.04
	10	-----	17.56 ± 1.34	18.61 ± 1.32	-----	0.63 ± 0.06	0.84 ± 0.03
DEAEM	2	53.70 ± 5.80	49.03 ± 1.59	46.62 ± 0.52	2.77 ± 0.08	2.45 ± 0.10	2.43 ± 0.06
	4	54.90 ± 4.41	47.10 ± 4.23	43.75 ± 1.83	2.72 ± 0.10	2.41 ± 0.13	2.27 ± 0.14
	6	53.70 ± 4.28	48.40 ± 2.56	43.32 ± 1.82	2.61 ± 0.06	2.32 ± 0.02	2.09 ± 0.06
	10	50.84 ± 0.74	41.86 ± 0.68	35.04 ± 0.41	2.29 ± 0.07	2.03 ± 0.05	1.82 ± 0.05

De manera general se puede decir que el acondicionamiento en fluido corporal simulado de las diferentes formulaciones preparadas en este trabajo, tuvo un efecto adverso sobre las propiedades mecánicas a compresión y flexión de los cementos óseos ya que éste indujo una disminución en sus propiedades mecánicas. Se ha observado, que al incorporar mayores cantidades de co-monómeros con grupos amino en la formulación de los cementos óseos, incrementan el contenido de monómero residual [12], y por lo consiguiente una disminución en las propiedades mecánicas, además, de que el medio circundante (agua) tiende a plastificar al polimetacrilato de metilo, de esta forma se ha explicado la reducción en las propiedades mecánicas en varios cementos óseos [13,6]. Para el caso de las propiedades mecánicas de impacto determinadas a 3 meses los resultados obtenidos son atribuidos al efecto de plastificación producido por el fluido corporal simulado en el polimetacrilato de

metilo, lo que lo convierte en un material más dúctil y por lo consiguiente se observa una resistencia al impacto mayor. Sin embargo, durante un periodo de acondicionamiento de 6 meses, se ve disminuida dicha propiedad, esto se lo podemos atribuir a que el medio circundante extrae el monómero residual; es decir, el cemento óseo se hace más frágil, y por lo tanto disminuye su resistencia al impacto. Sin embargo, el cemento al volverse más frágil, incrementa su rigidez, y por lo consiguiente se refleja un incremento en el módulo elástico, esto concuerda con los resultados obtenidos a compresión durante 6 meses de acondicionamiento.

Tabla 3. Propiedades mecánicas a impacto de cementos óseos modificados acondicionados en fluido corporal simulado

Monómero	%	Resistencia al impacto (KJ/m ²)		
		Tiempo		
		0	3 meses	6 meses
Cemento sin co-monómero	0	4.07 ± 0.66	9.45 ± 0.72	8.80 ± 1.45
DEAEA	2	5.30 ± 1.11	8.43 ± 1.45	8.41 ± 1.21
	4	6.56 ± 1.02	8.72 ± 1.00	5.62 ± 0.60
	6	6.40 ± 1.05	8.93 ± 0.75	5.38 ± 0.70
	10	7.40 ± 1.44	8.83 ± 0.59	3.89 ± 0.36
DMAEM	2	4.83 ± 0.34	8.92 ± 1.09	6.53 ± 1.00
	4	7.40 ± 1.20	8.91 ± 1.23	4.05 ± 0.41
	6	7.55 ± 0.70	7.71 ± 0.65	4.14 ± 0.85
	10	7.55 ± 1.50	7.82 ± 0.75	3.31 ± 0.48
DEAEM	2	5.70 ± 0.85	8.69 ± 1.16	7.69 ± 0.44
	4	6.33 ± 0.87	8.84 ± 0.93	7.72 ± 1.15
	6	8.40 ± 1.21	8.51 ± 1.17	5.91 ± 0.49
	10	8.80 ± 1.70	7.82 ± 0.49	4.01 ± 0.45

4. CONCLUSIONES

El presente estudio demostró que la incorporación de co-monómeros con grupos amino (DEAEA, DMAEM y DEAEM) a las formulaciones de cemento óseo produce una disminución en las propiedades mecánicas (resistencia y módulo) a compresión y flexión, aunque, la mayoría de las formulaciones presentan valores de resistencia y módulo por arriba del valor mínimo establecido en el estándar internacional para ser usados en este tipo de aplicaciones. Para el caso de la resistencia al impacto, la incorporación de este tipo de compuestos (co-monómeros con grupos amino) produce un incremento en esta propiedad; de hecho, los valores obtenidos para este parámetro son, en la mayoría de los casos, mayores a los reportados en la literatura para cementos óseos comerciales. Otro aspecto importante es que los cementos obtenidos en este estudio presentan un menor módulo de elasticidad y una mayor ductilidad, lo cual tiene un significado doble: un menor módulo proporciona amortiguación mecánica entre la prótesis metálica rígida y el hueso; es decir, se usa para reducir esfuerzos en la interfase con este último, y una mayor ductilidad significa que se requerirá una mayor deformación para producir agrietamiento en el cemento óseo. Se observó también, que el acondicionamiento de las probetas de cemento en fluido corporal simulado durante 3 y 6 meses disminuyó de manera general las propiedades mecánicas a compresión y flexión de los cementos preparados con los co-monómeros, aunque las propiedades a impacto mostraron un aumento durante los primeros 3 meses de acondicionamiento (plastificación) para luego disminuir de nuevo a los 6 meses de acondicionamiento (extracción del monómero residual)

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) de México, el financiamiento otorgado para la realización del presente trabajo a través del proyecto CB-2005-49024.

REFERENCIAS

1. B. de la Torre, B. Vázquez, M. Fernández, F. García de Lucas, P. Guillén, J. A. de Pedro, A. López Bravo, J. San Román. Experimental study of acrylic bone cements of reduced toxicity for orthopaedic surgery. *Mapfie Medicina*, Vol 13 (2002), p. 155-164.
2. Lewis G, Xu J, Madigan S and Towler MR. Influence of two changes in the composition of an acrylic bone cement on its handling, thermal, physical, and mechanical properties. *J. Mater. Sci: Mater. Med.* Vol. 28 (2007), p.1649-1658.
3. Mervi A. Puska, Anne K. Kokkari, Timo O. Nurhi, Pekka K. Vallitu. Mechanical properties of oligomer modified acrylic bone cement. *Biomaterials*, Vol. 24 (2003), p.417-425
4. Lewis G. Properties of acrylic bone cement: state of art review. *J Biomed Mater Res (AppBiomater)*, Vol.38 (1997), p.155-182.
5. Pascual B, Gurruchaga M, Goñi I, Ginebra MP, Gil FJ, Planell JA, Levenfeld B, Vazquez B and San Roman J. Mechanical properties of a modified acrylic bone cement with of ethoxytriethyleneglycol monomethacrylate. *J. Mater. Sci: Mater. Med*, Vol. 6 (1995), p. 793-798.
6. M.M. Villa, M.P. Ginebra, F.J. Gill, J.A. Planell. Effect of porosity and environment on the mechanical behavior of acrylic bone cement modified with acrylonitrile-butadiene-styrene particles: fracture toughness. *J. Biomed. Mater. Res. Part B: App. Biomat*, Vol. 48B (1999), p. 121-127.
7. J.M. Cervantes Uc; H. Vázquez Torres; J.V. Cauich Rodríguez; B. Vázquez Lasa; J. San Román del Barrio. Comparative study on the properties of acrylic bone cements prepared with either aliphatic or aromatic functionalized methacrylates. *Biomaterials*, Vol. 26 (2005), p. 4063-4072.
8. S. Deb, R. Doiron, L. DiSilvio, S. Punyani, H. Singh. PMMA bone cement containing a quaternary amine comonomer with potential antibacterial properties. *J. Biomed. Mater. Res. Part B: App. Biomat*, Vol. 85B (2008), p. 130-139.
9. International standard ISO 5833, Implant for surgery-acrylic resin cements, Switzerland, 1992.
10. Kühn K.D. Bone cements. Up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials. 2000. Springer. Germany.
11. B. Pascual, M. Gurruchaga, M.P. Ginebra, F.J. Gil, J.A. Planell, B. Vazquez, J. San Roman, I. Goñi. Modified acrylic bone cement with high of ethoxytriethyleneglycol methacrylate. *Biomaterials*, Vol. 20 (1999), p. 453-463
12. O.G. Cisneros-Pineda, J.V. Cauich-Rodríguez, J.M. Cervantes-Uc, B. Vázquez, J. San Román. Combined influence of barium sulfate content and co-monomer concentration on properties of PMMA bone cements for vertebroplasty. *J. Biomater. Sci.* DOI: 10.1163/092050610X516780
13. M.E. Islas Blancas. J.M. Cervantes Uc, J.V. Cauich Rodríguez. Estudio sobre las propiedades mecánicas de cementos óseos preparados con metacrilatos funcionalizados. *Biomecánica*, Vol. 8 (2000), p. 68-73