

ĐÁNH GIÁ ẢNH HƯỞNG CỦA PHỦ HA LÊN TÍNH TỰ TIÊU CỦA VẬT LIỆU MG ZK60 TRÊN ĐỘNG VẬT THỰC NGHIỆM

Lê Văn Hải^{1*}, Lê Hanh²

Tóm tắt

Mục tiêu: Đánh giá tốc độ tự tiêu của vật liệu ZK60 khi được phủ HA (Hydroxyapatite). **Phương pháp nghiên cứu:** Nghiên cứu mô tả cắt ngang và tiến cứu thực nghiệm trên 132 thỏ trắng khỏe mạnh, được chia ngẫu nhiên thành 6 nhóm: Nhóm 1 (n = 16) thỏ được cấy đĩa ZK60 có phủ HA; nhóm 2 (n = 16) thỏ được cấy đĩa ZK60 không phủ HA; nhóm 3 (n = 16) thỏ được cấy đĩa ZK60 titan; nhóm 4 (n = 28) thỏ được cấy nẹp vít ZK60 có phủ HA; nhóm 5 (n = 28) thỏ được cấy nẹp vít ZK60 không phủ HA; nhóm 6 (n = 28) thỏ được cấy nẹp vít Titan. Thỏ ở các nhóm được cấy nẹp vít vào xương đùi thỏ, sau đó được gây mô hình khuyết xương. Trước và sau phẫu thuật 3, 7, 30, 60, 90 và 180 ngày, chụp X-quang kỹ thuật số để phân tích hình dạng vật liệu và bóng khí xuất hiện xung quanh. **Kết quả:** Ở nhóm ZK60 phủ HA, hình dạng đĩa vật liệu tròn, hình rõ trên phim cũng như bóng khí ít xuất hiện và xuất hiện với đường kính nhỏ hơn 4 lần vật liệu có tỷ lệ cao hơn. Trong khi ở nhóm ZK60 không phủ HA, hình dạng đĩa nham nhở và nẹp vít không nhìn rõ trên phim, bóng khí xuất hiện lớn hơn 4 lần vật liệu có tỷ lệ cao hơn. **Kết luận:** Phủ HA làm chậm quá trình tự tiêu của vật liệu ZK60.

Từ khóa: Vật liệu ZK60; Phủ HA; Tự tiêu.

EVALUATION OF THE EFFECT OF HA COATING ON THE BIODEGRADABILITY OF MG ZK60 MATERIAL IN EXPERIMENTAL ANIMALS

Abstract

Objectives: To evaluate the biodegradation rate of the HA coating on ZK60 materials. **Methods:** A cross-sectional descriptive and prospective experimental study was conducted on 132 healthy white rabbits, randomly divided into 6 groups:

¹Bệnh viện Quân y 103, Học viện Quân y

²Bệnh viện Trung ương Quân đội 108

*Tác giả liên hệ: Lê Văn Hải (bshaibv103@gmail.com)

Ngày nhận bài: 15/4/2025

Ngày được chấp nhận đăng: 25/7/2025

<http://doi.org/10.56535/jmpm.v50i7.1302>

Group 1 (n = 16) was implanted with HA coating ZK60 plates; group 2 (n = 16) was implanted with HA uncoated ZK60 plates; group 3 (n = 16) was implanted with titanium ZK60 plates; group 4 (n = 28) was implanted with HA coating ZK60 screws; group 5 (n = 28) was implanted with HA uncoated ZK60 screws; group 6 (n = 28) was implanted with titanium screws. The rabbits in each group had screws implanted into the femurs, which had undergone a bone defect model. X-ray imaging was performed before surgery, and at 3, 7, 30, 60, 90, and 180 days post-surgery to analyze the shape of the material and the formation of gas bubbles around the implant. **Results:** In the HA coating ZK60 group, the material's disk shape was round, clearly visible on the X-ray, with fewer gas bubbles appearing, and those that did were smaller in size (less than 4 times the size of the material). In the HA uncoated ZK60 group, the material's disk shape was irregular, and the screws were less visible on the X-ray, with larger gas bubbles (greater than 4 times the size of the material). **Conclusion:** HA coating slows down the biodegradation process of ZK60 material.

Keywords: ZK60; HA coating; Biodegradation.

ĐẶT VẤN ĐỀ

Vật liệu tự tiêu đang được nhiều nhà khoa học trên thế giới tập trung nghiên cứu trong những thập kỷ gần đây, với kỳ vọng thay thế các vật liệu truyền thống được sử dụng trong chấn thương chỉnh hình. Nguyên nhân của xu hướng này là do các vật liệu truyền thống như Titan, mặc dù có tính tương thích sinh học cao nhưng cần phải tiến hành phẫu thuật thì hai để lấy vật liệu kết xương sau khi quá trình can xương hoàn thành. Điều này làm tăng chi phí điều trị cũng như ảnh hưởng đến sức khỏe người bệnh. Một trong những hệ vật liệu được chú ý là vật liệu ZK60 do có nhiều đặc tính phù hợp như độ cứng và độ đàn hồi tương đồng với xương người [1]. Tuy nhiên, nhược điểm của vật liệu này là tốc độ tự

tiêu quá nhanh nên có thể có nguy cơ gây gãy xương thứ phát. Một trong những phương pháp gần đây được đề xuất là phủ lớp HA lên bề mặt vật liệu. Điều này vừa có thể tăng tính tương thích sinh học vừa làm giảm tốc độ tự tiêu của vật liệu [2]. Để làm cơ sở cho các nghiên cứu tiếp theo, chúng tôi tiến hành nghiên cứu này nhằm: *Đánh giá sự thay đổi tính tự tiêu của vật liệu ZK60 sau khi được phủ HA trên động vật thực nghiệm.*

ĐỐI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

1. Đối tượng nghiên cứu

Gồm 132 thỏ trắng trưởng thành, khỏe mạnh (trọng lượng từ 1,8 - 2,3kg) chia ngẫu nhiên thành 6 nhóm: Nhóm 1 (n = 16) thỏ được cấy đĩa ZK60 có phủ

HA; nhóm 2 ($n = 16$) nhổ được cây đĩa ZK60 không phủ HA; nhóm 3 ($n = 16$) nhổ được cây đĩa ZK60 titan; nhóm 4 ($n = 28$) nhổ được cây nẹp vít ZK60 có phủ HA; nhóm 5 ($n = 28$) nhổ được cây nẹp vít ZK60 không phủ HA; nhóm 6 ($n = 28$) nhổ được cây nẹp vít Titan. Ở các thời điểm từ 30 ngày sau phẫu thuật, từng nhóm nghiên cứu chúng tôi được tiến hành gây mê, phẫu thuật lấy đĩa hoặc nẹp vít ở 4 thỏ ở mỗi nhóm cây đĩa và 7 thỏ ở các nhóm cây nẹp vít. Vì vậy, số thỏ sẽ giảm dần qua các thời điểm nghiên cứu nói trên.

2. Phương pháp nghiên cứu

* *Thiết kế nghiên cứu*: Nghiên cứu mô tả cắt ngang, tiến cứu thực nghiệm.

* *Cỡ mẫu nghiên cứu*:

Cỡ mẫu trong nghiên cứu thực nghiệm được tính toán dựa trên hướng dẫn của Charan và Kantharia (2013) [3]. Trong nghiên cứu này, với thử nghiệm đánh giá tính tương thích của đĩa vật liệu, chúng tôi lựa chọn cỡ mẫu cho mỗi thời điểm là 4 động vật cho 1 nhóm. Nẹp vít vật liệu, lựa chọn cỡ mẫu là 7 động vật cho 1 nhóm nghiên cứu.

* *Phẫu thuật cấy đĩa ZK60 vào cơ đùi thỏ*:

Cạo sạch lông vùng đùi thỏ và sát trùng, gây mê và rạch da vùng đùi trước dài khoảng 3cm. Bóc tách tổ chức dưới da và tìm khe giữa khối cơ vùng đùi trước. Đĩa được đặt vào khe giữa khối

cơ vùng đùi trước của thỏ theo ba nhóm. Sau khi cấy đĩa vật liệu kết xương, sát khuẩn lại trường mổ bằng betadin 10%. Khâu vết mổ theo từng lớp: Lớp cân cơ, tổ chức dưới da (bằng chỉ tự tiêu), da (bằng chỉ không tiêu). Sát trùng và băng kín vết mổ. Chờ thỏ tỉnh táo đưa vào chuồng nuôi chăm sóc và theo dõi tiếp. Thỏ được cho ăn rau tươi và nước sạch và được theo dõi nhiệt độ, cân nặng, phân và nước tiểu mỗi ngày 1 lần sau phẫu thuật.

* *Phẫu thuật cấy nẹp vít ZK60 vào xương đùi thỏ*:

Cạo sạch lông vùng đùi thỏ và sát trùng, gây mê và rạch da vùng đùi trước ngoài thỏ dài 4cm. Bóc tách tổ chức dưới da và tìm khe cơ giữa cơ vùng đùi trước và đùi sau của thỏ. Bóc tách theo khe cơ để tìm và bộc lộ xương đùi thỏ. Dùng kim bóc tách và bóc hết màng xương đùi thỏ. Cưa đứt 1 thành xương đùi thỏ. Đặt nẹp vít 4 lỗ lên mặt ngoài xương đùi, đánh dấu các vị trí khoan xương tương ứng với các lỗ của nẹp. Khoan xương và đặt nẹp vít vào thành xương đùi thỏ sao cho các lỗ trên nẹp tương ứng với các lỗ khoan trên thành xương. Bắt vít vào các lỗ khoan đến khi chắc chắn. Dùng chỉ y khoa khâu kín các lớp để đóng kín vết mổ. Chờ thỏ tỉnh táo rồi đưa vào chuồng nuôi chăm sóc và theo dõi tiếp. Thỏ được cho ăn rau tươi, uống nước sạch và được theo dõi nhiệt độ, cân nặng, phân và nước tiểu mỗi ngày 1 lần sau phẫu thuật.

** Đánh giá thay đổi hình dạng của vật liệu bằng hình ảnh X-quang:*

Thỏ được cố định trên bàn cố định động vật. Bộc lộ hoàn toàn vùng đã phẫu thuật, không có vải hoặc vật che chắn. Chụp phim X-quang vùng đùi thỏ bằng máy X-quang kỹ thuật số (máy CanoScan, hãng Vikomed, Việt Nam). Phân tích hình ảnh được thực hiện bởi bác sĩ chuyên khoa chẩn đoán hình ảnh.

** Các chỉ số nghiên cứu:*

- Đối với nghiên cứu đĩa vật liệu:

Hình dạng và kích thước đĩa vật liệu, được chia thành các nhóm: Vật liệu tròn, vật liệu nham nhở với đường kính nhỏ hơn bán kính ban đầu, vật liệu nham nhở với đường kính lớn hơn bán kính ban đầu và mất hình dạng đĩa.

Sự hình thành bóng khí quanh đĩa, được chia thành các nhóm không có

bóng khí, có bóng khí nhỏ hơn 4 lần bán kính và có bóng khí lớn hơn 4 lần bán kính của đĩa vật liệu.

- Đối với nghiên cứu nẹp vít:

Hình dạng nẹp vít sau phẫu thuật, chia thành 2 nhóm: Nhìn thấy rõ hoặc không thấy rõ nẹp vít.

Sự hình thành bóng khí sau phẫu thuật: Có bóng khí hoặc không có bóng khí.

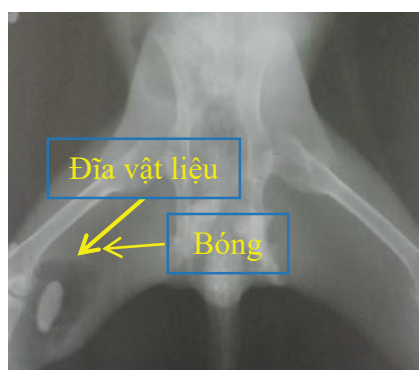
** Xử lý số liệu:* Số liệu được thống kê theo tỷ lệ phần trăm ở các nhóm nghiên cứu.

3. Đạo đức nghiên cứu

Nghiên cứu được thực hiện theo Quyết định số 838/QĐ-HVQY ngày 22 tháng 3 năm 2022. Số liệu được Bộ môn Sinh lý bệnh và Bộ môn Phẫu thuật thực hành cho phép sử dụng và công bố. Nhóm tác giả cam kết không có xung đột lợi ích trong nghiên cứu.

KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU

1. Kết quả của nghiên cứu cấy đĩa vật liệu



Đĩa được phủ HA



Nẹp vít được phủ HA

Hình 1. Hình ảnh X-quang đĩa và nẹp vít sau phẫu thuật 30 ngày.

Bảng 1. Hình dạng đĩa sau phẫu thuật cấy đĩa ZK60.

Thời điểm	Nhóm thử	Hình dạng đĩa (n,%)			
		Tròn	Nham nhở < R	Nham nhở > R	Mất hình dạng đĩa
Sau 7 ngày	Nhóm 1 (n = 16)	16 (100)	0	0	0
	Nhóm 2 (n = 16)	16 (100)	0	0	0
	Nhóm 3 (n = 16)	16 (100)	0	0	0
Sau 30 ngày	Nhóm 1 (n = 16)	13 (81,25)	3 (18,75)	0	0
	Nhóm 2 (n = 16)	13 (81,25)	3 (18,75)	0	0
	Nhóm 3 (n = 16)	16 (100)	0	0	0
Sau 60 ngày	Nhóm 1 (n = 12)	8 (66,66)	2 (16,67)	2 (16,67)	0
	Nhóm 2 (n = 12)	7 (58,33)	2 (16,67)	3 (25,00)	0
	Nhóm 3 (n = 12)	12 (100)	0	0	0
Sau 90 ngày	Nhóm 1 (n = 8)	4 (50,00)	2 (25,00)	2 (25,00)	0
	Nhóm 2 (n = 8)	4 (50,00)	1 (12,25)	3 (37,75)	0
	Nhóm 3 (n = 8)	8 (100)	0	0	0
Sau 180 ngày	Nhóm 1 (n = 4)	2 (50,00)	1 (25,00)	1 (25,00)	0
	Nhóm 2 (n = 4)	1 (25,00)	1 (25,00)	2 (50,00)	0
	Nhóm 3 (n = 4)	4 (100)	0	0	0

(R: Bán kính đĩa)

Đĩa ZK60 ở nhóm 2 bị biến đổi hình dạng nhiều nhất, chỉ còn một số ít giữ lại hình dạng tròn như ban đầu (1 đĩa, tỷ lệ $\frac{1}{4}$ vào thời điểm ngày 180 sau phẫu thuật). Trong khi đó, ở nhóm 1, tỷ lệ đĩa giữ hình tròn như ban đầu cao hơn (2 đĩa, tỷ lệ $\frac{2}{4}$ đĩa ở ngày 180 sau phẫu thuật).

Bảng 2. Sự hình thành bóng khí quanh đĩa ZK60 sau phẫu thuật.

Thời điểm sau phẫu thuật	Nhóm thử	Đường kính bóng khí (n, %)		
		Không có	< 4R	≥ 4R
Sau 7 ngày	Nhóm 1 (n = 16)	15 (93,75)	1 (6,25)	0
	Nhóm 2 (n = 16)	14 (86,5)	2 (13,5)	0
	Nhóm 3 (n = 16)	16 (100)	0	0
Sau 30 ngày	Nhóm 1 (n = 16)	10 (62,5)	6 (37,5)	0
	Nhóm 2 (n = 16)	5 (31,25)	5 (31,25)	6 (37,5)
	Nhóm 3 (n = 16)	16 (100)	0	0
Sau 60 ngày	Nhóm 1 (n = 12)	4 (33,3)	4 (33,3)	4 (33,3)
	Nhóm 2 (n = 12)	1 (8,4)	4 (33,3)	7 (58,3)
	Nhóm 3 (n = 12)	12 (100)	0	0
Sau 90 ngày	Nhóm 1 (n = 8)	4 (50)	0	4 (50)
	Nhóm 2 (n = 8)	0	1 (12,5)	7 (87,5)
	Nhóm 3 (n = 8)	8 (100)	0	0
Sau 180 ngày	Nhóm 1 (n = 4)	0	2 (50)	2 (50)
	Nhóm 2 (n = 4)	0	0	4 (100)
	Nhóm 3 (n = 4)	4 (100)	0	0

(R: Bán kính đĩa)

Đĩa ZK60 ở nhóm 2 bị biến đổi hình dạng nhiều nhất, chỉ còn một số ít giữ lại hình dạng tròn như ban đầu (1 đĩa, tỷ lệ $\frac{1}{4}$ vào thời điểm ngày 180 sau phẫu thuật). Trong khi đó, ở nhóm 1, tỷ lệ đĩa giữ hình tròn như ban đầu cao hơn 2 đĩa, tỷ lệ $\frac{2}{4}$ đĩa ở ngày 180 sau phẫu thuật.

2. Kết quả của nghiên cứu cấy nẹp vít vật liệu**Bảng 3.** Hình dạng nẹp vít sau phẫu thuật kết xương.

Thời điểm sau phẫu thuật	Nhóm thử	Hình dạng nẹp vít (n, %)	
		Nhìn thấy rõ	Không nhìn rõ
Ngày 7	Nhóm 4 (n = 28)	28 (100)	0
	Nhóm 5 (n = 28)	28 (100)	0
	Nhóm 6 (n = 28)	28 (100)	0
Ngày 30	Nhóm 4 (n = 28)	28 (100)	0
	Nhóm 5 (n = 28)	28 (100)	0
	Nhóm 6 (n = 28)	28 (100)	0
Ngày 60	Nhóm 4 (n = 21)	21 (100)	0
	Nhóm 5 (n = 21)	21 (100)	0
	Nhóm 6 (n = 21)	28 (100)	0
Ngày 90	Nhóm 4 (n = 14)	12 (85,71)	2 (14,29)
	Nhóm 5 (n = 14)	10 (71,43)	4 (28,57)
	Nhóm 6 (n = 14)	28 (100)	0
Ngày 180	Nhóm 4 (n = 7)	5 (71,43)	2 (28,57)
	Nhóm 5 (n = 7)	3 (42,86)	4 (57,14)
	Nhóm 6 (n = 7)	28 (100)	0

Từ ngày thứ 7 - 60 sau phẫu thuật kết xương, tất cả bộ nẹp vít đều nhìn rõ trên phim X-quang. Từ ngày 90 trở đi, bắt đầu có hiện tượng tiêu nẹp vít. Số lượng bộ nẹp vít bị tiêu đi, nhìn mờ, không rõ hình ảnh trên phim X-quang tăng dần đến ngày 180 sau phẫu thuật (2/7 (28,57%) bộ nẹp vít không nhìn rõ hình ảnh ở nhóm 4; 4/7 (57,14%) bộ nẹp vít không nhìn rõ hình ảnh ở nhóm 5). 100% nẹp ở nhóm 6 được nhìn rõ ở các thời điểm.

Bảng 4. Sự hình thành bóng khí quanh nẹp vít sau phẫu thuật kết xương.

Thời điểm sau phẫu thuật	Nhóm thử	Hình ảnh bóng khí (n, %)	
		Không có	Có bóng khí
Ngày 7	Nhóm 4 (n = 28)	22 (78,57)	6 (21,43)
	Nhóm 5 (n = 28)	7 (25,00)	21 (75,00)
	Nhóm 6 (n = 28)	28 (100)	0
Ngày 30	Nhóm 4 (n = 28)	28 (100)	0
	Nhóm 5 (n = 28)	22 (78,57)	6 (21,43)
	Nhóm 6 (n = 28)	28 (100)	0
Ngày 60	Nhóm 4 (n = 21)	21 (100)	0
	Nhóm 5 (n = 21)	21 (100)	0
	Nhóm 6 (n = 21)	21 (100)	0
Ngày 90	Nhóm 4 (n = 14)	14 (100)	0
	Nhóm 5 (n = 14)	14 (100)	0
	Nhóm 6 (n = 14)	14 (100)	0
Ngày 180	Nhóm 4 (n = 7)	7 (100)	0
	Nhóm 5 (n = 7)	7 (100)	0
	Nhóm 6 (n = 7)	7 (100)	0

Bóng khí quanh nẹp vít chỉ xuất hiện ở nhóm 4 và nhóm 5, không xuất hiện ở nhóm 6. Tình trạng bóng khí chỉ xuất hiện trong 60 ngày đầu sau phẫu thuật kết xương. Từ ngày 90 trở đi, bóng khí quanh nẹp vít biến mất hoàn toàn (số thử có bóng khí quanh nẹp vít = 0).

BÀN LUẬN

1. Kết quả sự tự tiêu ở nghiên cứu cấy đĩa vật liệu

Đối với hình ảnh X-quang, chúng tôi quan tâm đến sự hình thành bóng khí và sự thay đổi hình dạng của vật liệu sau khi được cấy vào cơ đùi thỏ. Đối với sự thay đổi hình dạng, kết quả nghiên cứu cho thấy bắt đầu từ ngày thứ 30 sau

phẫu thuật cấy đĩa vật liệu đã có sự thay đổi về hình dạng vật liệu. Tuy nhiên, kết quả nghiên cứu cho thấy vật liệu ZK60 không phủ HA đường như biến đổi hình dạng nhanh hơn so với vật liệu ZK60 phủ HA từ ngày thứ 30 - 180 sau phẫu thuật cấy đĩa vật liệu vào cơ đùi thỏ. Điều này cho thấy lớp phủ HA đã hạn chế sự tiêu hủy quá nhanh của vật liệu Mg ZK60.

Sự tiêu vật liệu Mg khi được cấy ghép vật liệu có thể là cơ chế gây ra các bóng khí ở quanh vị trí cấy ghép vật liệu do phản ứng hóa học xảy ra giữa các thành phần giải phóng từ sự tự tiêu của vật liệu với thành phần của cơ thể. Nhận định này phù hợp khi sự xuất hiện bóng khí nhiều hơn và lớn hơn ở nhóm cấy ghép vật liệu ZK60 không phủ HA so với ở nhóm cấy ghép vật liệu ZK60 phủ HA. Kết quả nghiên cứu của chúng tôi phù hợp với kết quả nghiên cứu trước đây của Dang và CS (2019) [4] và Kim và CS (2022) [5], nghiên cứu tính tương thích sinh học của vật liệu Mg cũng cho thấy có sự hình thành bóng khí tăng dần cùng với sự suy giảm kích thước của vật liệu tiêu hủy dần từ tuần thứ 2 - 12 sau phẫu thuật cấy vật liệu Mg vào cơ đùi thỏ. Chúng tôi cho rằng bóng khí có thể ảnh hưởng nhất định đến tính tương thích sinh học của vật liệu do có thể ngăn cản quá trình liền xương từ sự choán chỗ của bóng khí được hình thành tại vị trí cấy ghép. Vì vậy, khi hạn chế sự hình thành bóng khí làm cho vật liệu ZK60 được phủ HA có tính tương thích với tổ chức sống cao hơn so với vật liệu ZK60 không phủ HA.

2. Kết quả sự tự tiêu ở nghiên cứu cấy nẹp vít vật liệu

Kết quả ở bảng 3 cho thấy quá trình tiêu hủy của nẹp vít ZK60 không phủ HA nhanh hơn so với quá trình tự tiêu hủy của nẹp vít ZK60 phủ HA. Sự tự

tiêu của vật liệu kết xương có thể là nguyên nhân hình thành các bóng khí quanh vị trí kết xương. Số lượng bóng khí ở nhóm kết xương nẹp vít ZK60 không phủ HA cao hơn so với số lượng bóng khí quanh nẹp vít ở nhóm ZK60 phủ HA. Đặc biệt, bóng khí chỉ xuất hiện ở ngày thứ 7 sau phẫu thuật ở nhóm kết xương nẹp vít ZK60 phủ HA với tỷ lệ là 6/28 (21,43%), trong khi ở nhóm kết xương nẹp vít ZK60 không phủ HA xuất hiện ở cả ngày thứ 7 và ngày thứ 30 sau phẫu thuật kết xương với tỷ lệ lần lượt là 21/28 (75%) và 6/28 (21,43%). Sự xuất hiện bóng khí có thể là đặc điểm riêng của các vật liệu tự tiêu hủy được ghi nhận ở các nghiên cứu trước đây [6, 7]. Chúng tôi cho rằng sự hình thành bóng khí có thể làm ảnh hưởng đến độ bám chắc của nẹp vít lên xương đùi thỏ. Vì vậy, khi xuất hiện nhiều bóng khí hơn với kích thước lớn hơn có nguy cơ bất lợi cho sự liền xương trong kết xương nẹp vít trên lâm sàng. Do đó, có thể thấy khi phủ HA vật liệu ZK60 đã có tốc độ tự tiêu chậm hơn nên bóng khí nhỏ hơn và ít hơn.

KẾT LUẬN

Cấy ghép hợp kim ZK60 phủ và không phủ HA vào cơ đùi có sự hình thành bóng khí trên phim X-quang. Trong đó, hiện tượng hình thành bóng khí ở nhóm hợp kim ZK60 không phủ HA có tỷ lệ cao hơn, kích thước lớn hơn.

Nẹp vít hợp kim ZK60 có phủ và không phủ HA đều có tính tự tiêu, phân hủy sinh học chỉ xuất hiện trong 7 ngày đầu (có bóng khí quanh nẹp). Sau 7 ngày, các bóng khí biến mất và ngừng tạo ra. Hình dạng đĩa và nẹp vít ở nhóm cấy vật liệu Mg ZK60 phủ HA thay đổi chậm hơn so với nhóm vật liệu ZK60 không phủ HA.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Jin S, Zhang D, Lu X, et al. Mechanical properties, biodegradability and cytocompatibility of biodegradable Mg-Zn-Zr-Nd/Y alloys. *J Mater Sci Technol*. 2020; 47:190-201.
2. Hiromoto S, Yamamoto A. High corrosion resistance of magnesium coated with hydroxyapatite directly synthesized in an aqueous solution. *Electrochim Acta*. 2009; 54:7085-7093.
3. Charan J, Kantharia ND. How to calculate sample size in animal studies? *J Pharmacol Pharmacother*. 2013; 4(4):303-306.
4. Dang LHN, Kim YK, Kim SY, et al. Radiographic and histologic effects of bone morphogenetic protein-2/hydroxyapatite within bioabsorbable magnesium screws in a rabbit model. *J Orthop Surg Res*. 2019; 14:117.
5. Kim SR, Lee KM, Kim JH, et al. Biocompatibility evaluation of peo-treated magnesium alloy implants placed in rabbit femur condyle notches and paravertebral muscles. *Biomater Res*. 2022; 26:29.
6. Jian SY, Lin CF, Tsai TL, et al. In vivo degradation behavior of magnesium alloy for bone implants with improving biological activity, mechanical properties, and corrosion resistance. *Int J Mol Sci*. 2023; 24(2):1602.
7. Lu XZ, Lai CP, Chan LC. Novel design of a coral-like open-cell porous degradable magnesium implant for orthopaedic application. *Materials and Design*. 2020; 188:108474.