

ĐIỀU CHẾ NANO HYDROXYAPATITE BIẾN TÍNH BẰNG CHITOSAN VÀ GLUCOSAMINE

Tôn Nữ Mỹ Phương*, Đoàn Mai Phương, Đặng Như Kim Ngân, Bùi Quang Thành

Khoa Hóa học, Trường Đại học Khoa học, Đại học Huế

* Email: myphuong1705@gmail.com

Ngày nhận bài: 02/3/2021; ngày hoàn thành phản biện: 23/3/2021; ngày duyệt đăng: 02/11/2021

TÓM TẮT

Sự kết hợp giữa vật liệu nano hydroxyapatite và carbohydrate (chitosan và glucosamine) có khả năng nâng cao ứng dụng sinh học. Nano hydroxyapatite được điều chế từ xương bò thải từ công nghiệp chế biến thực phẩm. Chitosan được điều chế từ vỏ tôm và glucosamine được điều chế từ chitin trong vỏ tôm. Các phân tích ảnh SEM, nhiễu xạ XRD và tán xạ EDX cho thấy vật liệu nano hydroxyapatite có hình thái dạng mảnh vỡ, kích thước phân bố 10-30 nm, có độ tinh thể hóa cao, và có độ tinh khiết cao. Tỷ lệ mole Ca/P tương ứng với apatite sinh học, là 1,87. Các phân tích IR cho thấy hydroxyapatite liên kết với chitosan qua nhóm hydroxyl (-OH) tại 3570 cm^{-1} , và glucosamine qua nhóm phosphate (PO_4^{3-}) tại 1446 cm^{-1} . Kết quả cho thấy được khả năng biến tính bề mặt của vật liệu nano hydroxyapatite bằng chitosan và glucosamine, qua đó giúp nâng cao tiềm năng ứng dụng sinh học của các loại vật liệu này.

Từ khóa: vật liệu nano hydroxyapatite, chitosan, glucosamine, xương động vật.

1. ĐẶT VẤN ĐỀ

Gần đây, cấu trúc nano hydroxyapatite (HAp) đã thu hút sự quan tâm lớn từ các lĩnh vực nghiên cứu khác nhau nhờ các đặc tính ưu việt của chúng. Nhiều nghiên cứu đã cho rằng vật liệu sinh học của nano hydroxyapatite có khả năng hấp thụ và hoạt tính sinh học cao hơn đáng kể so với các vật liệu có kích thước micrometer [1]. HAp ở kích thước nanometer có tỷ trọng tăng [2] và khả năng liên kết cao [3] nhờ vào việc tăng năng lượng bề mặt bằng cách giảm kích thước hạt. Trong những năm qua, HAp là vật liệu sinh học phổ biến được sử dụng trong quá trình tái tạo mô cứng, bởi vì nó là hợp chất vô cơ chính trong mô cứng của động vật có vú, có tính tương thích sinh học cao, giá thành phù hợp và phổ biến trong đời sống. Nó đã được tích hợp vào nhiều loại thiết bị y sinh học bao gồm cấy ghép nha khoa, giá thể phân hủy sinh học và các loại cấy ghép chỉnh hình khác ở các bộ phận của xương.

Các ứng dụng của vật liệu nano hydroxyapatite được nâng cao nhờ các giải pháp biến tính nhằm nâng cao khả năng tương thích sinh học, bao gồm các bộ phận giả để thay thế, vật liệu phủ trong các bộ phận của xương. Các vật liệu sinh học như calcium phosphates biến tính bằng chitosan được báo cáo có ứng dụng đáng kể trong vật liệu thay thế xương [4]. Chitosan cũng được biết đến rộng rãi là loại hợp chất polysaccharide có khả năng tương hợp sinh học và tính kháng khuẩn cao [5], [6]. Bên cạnh chitosan, glucosamine cũng là chất có nhiều ứng dụng trong y học [7], [8]. Nó là nguyên liệu chủ yếu để tổng hợp các chất nhờn và sụn ở các khớp của cơ thể. Khi các khớp bị tổn thương, nó là nguyên liệu để cơ thể sản xuất các chất cần thiết như collagen, proteoglycan và glucosaminoglycan để phục hồi sụn khớp và tái cung cấp chất nhờn giúp các khớp linh động trở lại. Tái tạo xương là một vấn đề lâm sàng phổ biến và phức tạp trong phẫu thuật chỉnh hình. Hàng năm, hàng triệu người đang mắc bệnh xương do chấn thương, khối u, gãy xương hoặc khuyết tật không được điều trị và thay thế xương kịp thời. Từ những vấn đề đặt ra, chúng tôi tiến hành điều chế vật liệu nano hydroxyapatite và biến tính thành các vật liệu có khả năng tương thích sinh học gồm cao hơn chitosan-hydroxyapatite và glucosamine-hydroxyapatite.

2. PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

2.1. Hóa chất

Chitin, hydrochloric acid (HCl), sodium hydroxide (NaOH) xuất xứ từ Xilong Chemicals. Tất cả các hóa chất được sử dụng trực tiếp mà không tiến hành tinh chế lại. Trong tất cả thí nghiệm, các dung dịch phản ứng được khử oxy bằng cách sục khí N² (nitrogen) để loại khí O₂ (oxygen) khoảng 30 phút trước khi sử dụng.

2.2. Các phương pháp đặc trưng vật liệu

Cấu trúc tinh thể đặc trưng bởi sự nhiễu xạ tia X (X-Rays Diffraction, XRD) đo trên thiết bị D8-ADVANCED-BRUKER (Germany) được trang bị bức xạ Cu K α (λ = 1.5406 Å) ở nhiệt độ phòng và kích thước trung bình của các hạt nano được tính bằng phương trình Scherrer [9]. Thành phần nguyên tố phân tích bằng phương pháp tán sắc năng lượng tia X (Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy, EDX) đo trên thiết bị JEOL-6490-JED-2000 (Japan). Hình thái sản phẩm quan sát bằng kính hiển vi điện tử quét (Scanning Electron Microscope, SEM) đo trên thiết bị JOEL5410-LV (Japan). Phổ FT-IR của các mẫu được đo trên máy quang phổ FT-IR 8400S, Shimadzu, (Japan).

2.3. Thực nghiệm

2.3.1. Chuẩn bị mẫu xương

Mẫu xương bò được lấy từ phần xương đùi từ một lò mổ địa phương tại thành phố Huế, Việt Nam. Xương tươi được cưa thành các miếng nhỏ hơn (khoảng 5 cm dài)

và rửa sạch để loại bỏ các tạp chất (chất bẩn, thớ thịt,...) bám dính trên đó. Sau đó, các mẫu xương được đun sôi bằng nước cất trong 4 giờ sau đó phơi nắng để loại bỏ tủy và gân.

2.3.2. Điều chế hydroxyapatite

Bột hydroxyapatite (HAp) được điều chế từ các mẫu xương bò như sau: Xương được nung ở nhiệt độ 900 °C trong 3 giờ. Tại nhiệt độ này, nghiên cứu trước đó chỉ ra rằng quá trình nung làm hydroxyapatite bị phân hủy thành CaO [10], tuy nhiên các hợp chất hữu cơ bị đốt cháy hoàn toàn [11]. Sau đó, mẫu đang nóng đỏ được gấp ra khỏi lò và làm lạnh đột ngột bằng cách thả nhúng vào bể nước lạnh ở 4 °C. Chất rắn hydroxyapatite màu trắng được tách bằng cách ly tâm ở tốc độ 5000 vòng/phút trong 15 phút, tiến hành rửa bằng nước cất ba lần, sau đó nghiền nhẹ bằng cối và chày phòng thí nghiệm. Các sản phẩm dạng bột được làm khô trong tủ sấy ở 120 °C trong 3 giờ.

2.3.3. Tổng hợp chitosan và glucosamine

Chitosan được tổng hợp theo quy trình: 25 g vỏ tôm được ngâm trong dung dịch HCl 20 % trong 20 phút ở nhiệt độ phòng. Thêm NaOH 8 % khuấy từ ở nhiệt độ 120 °C trong 2 giờ để khử protein. Phần lắng được lọc và rửa bằng nước cất và tiếp tục được ngâm-khuấy trong dung dịch HCl 20 % trong 15 giờ gia nhiệt ở 90 °C. Hợp chất chitin đã bị khử acetyl sẽ được rửa trong dung dịch NaOH 10 % liên tục 1-3 giờ. Khi kết thúc phản ứng, mẫu được lọc và rửa nhiều lần bằng nước cất đến khi pH của nước rửa là trung tính, sau đó sấy đến khối lượng không đổi ở 40–50 °C để thu được chitosan.

Trong quy trình tổng hợp glucosamine: chitin được ủ trong dung dịch HCl trong 24 giờ, sau đó được đun cách thủy đến khi thu được dung dịch có màu nâu đậm. Dung dịch tiếp tục được lọc và hấp thụ để thu được dung dịch có màu vàng nhạt. Tiến hành kết tinh dung dịch để thu được tinh thể glucosamine.

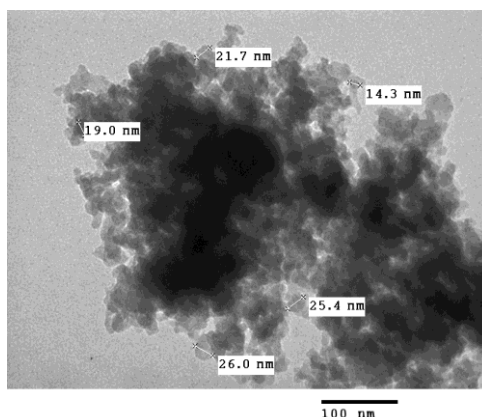
2.3.4. Biến tính hydroxyapatite

HAp lần lượt được biến tính bằng chitosan (C-HAp) và glucosamine (G-HAp). Trong quy trình chuẩn, 0,1 g chất biến tính (glucosamine hoặc chitosan) được hòa tan vào 100 mL nước cất dưới dòng khuấy mạnh cho đến khi hòa tan hoàn toàn. Sau đó 0,5 g HAp được thêm vào dung dịch chất biến tính đã chuẩn bị, trước khi toàn bộ hỗn hợp được siêu âm trong 2 giờ, tiếp tục khuấy đều trong 3 ngày, và để ổn định trong 2 giờ. Phần dung dịch huyền phù trắng đục lơ lửng phía trên được tách ra và ly tâm với tốc độ 6000 vòng/phút. Chất rắn thu sau khi gạn được rửa bằng nước cất rồi sấy ở 40 °C đến khi khô hoàn toàn. Sản phẩm thu được tương ứng (C-HAp và G-HAp) có màu trắng được đưa đi đặc trưng vật liệu.

3. KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

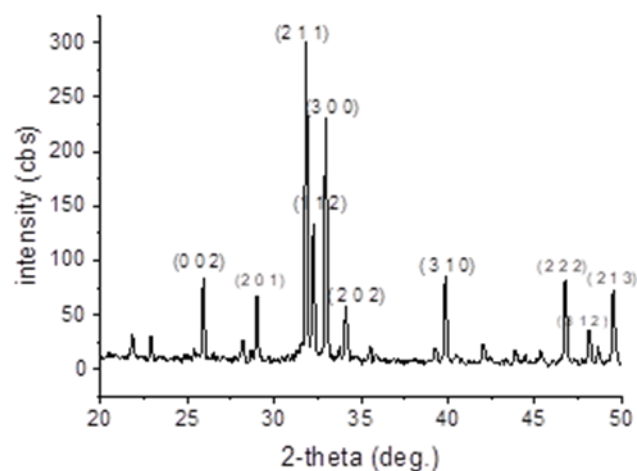
3.1. Điều chế hydroxyapatite

Ảnh SEM trong Hình 1 cho thấy hình thái và phân bố kích thước của các hạt hydroxyapatite điều chế được. Các hạt nano tổng hợp được có hình thái không đồng nhất có dạng như những mảnh vỡ, kích thước phân bố từ 10-30 nm. Điều này có thể được giải thích do quá trình sốc nhiệt xảy ra lúc làm lạnh đột ngột các mẫu xương (từ 900 °C trong lò nung xuống 4 °C trong bể nước lạnh) khiến cấu trúc xương bị nứt gãy và vỡ thành các mảnh nhỏ hơn. Hiện tượng sốc nhiệt được biết đến là đặc trưng cho các vật liệu ceramic như hydroxyapatite [12]. Do đó, sản phẩm thu được có kích thước nanometer. Ngoài ra, kết quả quan sát được không có vùng trong suốt hoặc có hình dạng thể hiện tính chất đàn hồi. Điều này chứng minh rằng không có mô sinh học mềm như collagen hoặc tế bào mỡ còn sót lại trong mẫu, sản phẩm hydroxyapatite có độ tinh khiết cao.



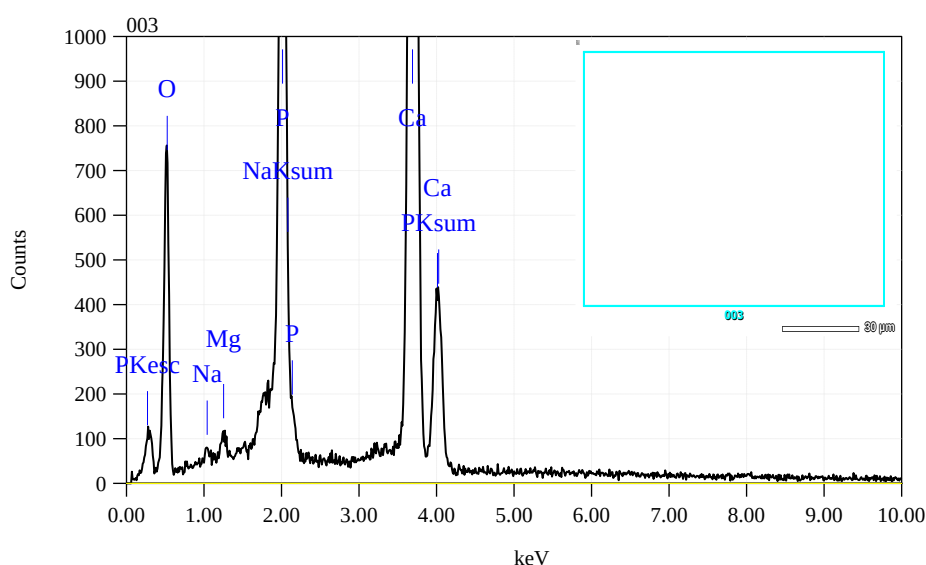
Hình 1. Ảnh SEM của mẫu HAP

Giản đồ nhiễu xạ XRD của mẫu HAP được thể hiện trong Hình 2. Kết quả cho thấy 10 đỉnh rõ ràng ở 2-theta 25,84 °, 28,94 °, 31,78 °, 32,17 °, 32,91 °, 34,05 °, 39,76 °, 46,60 °, 47,98 ° và 49,39 ° tương ứng với các mặt mạng đặc trưng (002), (201), (211), (112), (300), (202), (310), (222), (312), và (213) hoàn toàn giống với các góc mẫu XRD tiêu chuẩn của cấu trúc tinh thể hydroxyapatite theo ICDD-PDF No. 00-024-0033 - $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$. Kết quả này chứng minh rằng không có tinh thể tạp chất xuất hiện trong mẫu và quá trình xử lý nhiệt không ảnh hưởng đến pha tinh thể của hydroxyapatite. Bên cạnh đó, không có tín hiệu nào đại diện cho pha vô định hình ở 2-theta choãn rộng từ 20 ° đến 30 ° [13] hoặc bức xạ tia X phân tán bởi collagen dạng sợi xuất hiện khi điều chế nanohydroxyapatite từ các nguồn tự nhiên [14]. Điều này chứng tỏ rằng các hợp chất hữu cơ trong thành phần của xương đã bị loại bỏ. Do đó, sản phẩm thu được có độ tinh thể hóa và độ tinh khiết tinh thể cao. Ngoài ra, kích thước tinh thể trung bình được tính toán gần đúng từ phương trình Scherrer < 10 nm cho tất cả mặt mạng tinh thể được trưng cũng khẳng định lại kích thước quan sát được từ ảnh SEM.



Hình 2. Phổ XRD của nano HAp

Thành phần nguyên tố có trong mẫu nano HAp phân tích bằng phương pháp phổ tán xạ tia X thể hiện trong Hình 3 và Bảng 1. Kết quả phổ EDX trong mẫu chỉ chứa năm nguyên tố bao gồm Ca, P, Mg, Na và O, là những nguyên tố được luôn có mặt trong các nghiên cứu về apatite sinh học. Không phát hiện peak của các nguyên tố khác. Kết quả chứng minh độ tinh khiết của các nano ở quy mô phân tích nguyên tố. Tỷ lệ mole Ca/P tính toán được là 1,87. Mặc dù tỷ lệ mole chuẩn của hydroxyapatite tinh nguyên chất là 1,67, tỷ lệ tính toán từ nghiên cứu này được xem là nằm trong chênh lệch thường được ghi nhận khi nguồn hydroxyapatite vô cơ tự nhiên [14]. Việc sản phẩm hydroxyapatite thu được vẫn giữ được tỷ lệ Ca/P thiên nhiên được chứng minh rằng có tính tương hợp sinh học cao hơn so với các sản phẩm tổng hợp nhân tạo, do đó có tiềm năng ứng dụng trong các nghiên cứu in vitro và in vivo cao hơn [15].



Hình 3. Phổ EDX của nano HAp

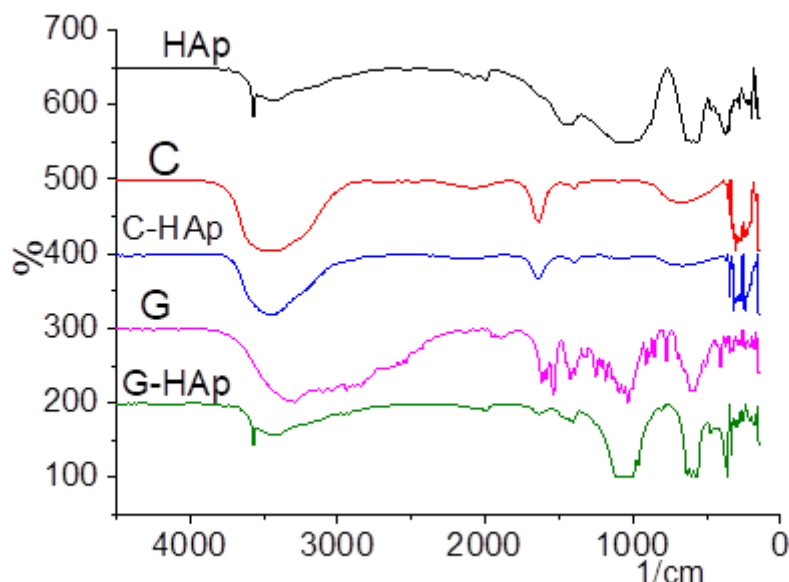
Bảng 1. Kết quả thành phần của nano HAp

Nguyên tố	Năng lượng (keV)	Khối lượng (%)	Nguyên tử (%)
O	0,525	43,89	64,12
Na	1,041	0,43	0,44
Mg	1,253	0,56	0,54
P	2,013	16,13	12,17
Ca	3,690	39,00	22,74
Ca/P	-	-	1,87

3.2. Biến tính hydroxyapatite

Tương tác giữa HAp với chitosan và glucosamine có thể được ghi nhận từ sự thay đổi dao động của các liên kết trên bề mặt vật liệu, phân tích từ phổ hồng ngoại Hình 6. Về mặt nguyên lý, nếu chỉ có các tương tác vật lý thì vị trí, hình dạng, và cường độ của các peak (sau khi biến tính) thường không thay đổi so với các giá trị tương ứng trong các phổ ban đầu. Hình 6 cho thấy tất cả các phổ đều ghi nhận dải peak choãn rộng từ khoảng 3700 cm^{-1} đến khoảng 2700 cm^{-1} , được cho là các dao động liên kết O-H bề mặt. Hình dạng và cường độ của các dải peak này thay đổi lớn giữa các phổ vật liệu trước và sau khi biến tính chứng tỏ rằng tương tác hóa học chính giữa các thành phần chủ yếu tại các nhóm -OH trên bề mặt. Phổ IR của HAp xuất hiện một peak sắc nhọn tại 3570 cm^{-1} , đặc trưng cho dao động của nhóm -OH bề mặt vật liệu hydroxyapatite [16], nhưng không còn được ghi nhận trong phổ C-HAp. Trong khi đó, dải peak đặc trưng cho nhóm -OH bề mặt của C-HAp nhọn hơn và tỷ lệ cường độ lớn hơn so với mẫu chitosan nguyên chất (C). Điều này chứng tỏ tương tác chính giữa hydroxyapatite và chitosan xảy ra tại các liên kết hydroxyl trên bề mặt của cả hai. Kết quả tương tự cũng được báo cáo bởi Luo và cộng sự, nhưng với sự thay đổi cường độ ghi nhận thấp hơn [17]. Tuy nhiên, peak đặc trưng cho nhóm -OH bề mặt của hydroxyapatite vẫn xuất hiện trong phổ IR của G-HAp chứng tỏ tương tác glucosamine-hydroxyapatite không dựa trên loại liên kết này. Thay vào đó, một peak lớn đặc trưng cho nhóm PO_4^{3-} tại 1446 cm^{-1} [16] trong phổ IR của HAp không còn được ghi nhận trong phổ IR của G-HAp chứng tỏ vật liệu nano hydroxyapatite tham gia vào quá trình biến tính thông qua nhóm chức phosphate. Bên cạnh đó, sự thay đổi rõ ràng nhất ghi nhận được giữa các peak của glucosamine (C và C-HAp) vẫn nằm ở dao động của các nhóm -OH bề mặt, với hình dạng và cường độ thay đổi trên dải rộng $3700\text{-}2300\text{ cm}^{-1}$. Điều này chứng tỏ quá trình biến tính có thể được cho rằng xảy ra giữa nhóm chức phosphate của hydroxyapatite và nhóm chức hydroxyl của glucosamine. Ngoài ra, phần lớn các peak đơn lẻ ghi nhận sự dịch chuyển không đồng nhất trong khoảng vài chục đến vài trăm cm^{-1} cũng chứng minh cho sự tương tác hóa

học xuất hiện giữa vật liệu nano hydroxyapatite và các tác nhân biến tính (chitosan và glucosamine).



Hình 4. Phổ FT-IR của HAp, Glucosamine (G), G-HAp, Chitosanine (C) và C-HAp

4. KẾT LUẬN

Nghiên cứu này chứng minh được khả năng biến tính của nano hydroxyapatite bằng chitosan và glucosamine. Đối với vật liệu nano hydroxyapatite điều chế từ xương bò, ảnh SEM cho thấy hạt có hình dạng các mảnh vỡ, kích thước trong khoảng 10-30 nm, không bị lẫn các pha vô định hình; giản đồ XRD cho thấy 10 đỉnh rõ ràng ở 2-theta 25,84 °, 28,94 °, 31,78 °, 32,17 °, 32,91 °, 34,05 °, 39,76 °, 46,60 °, 47,98 ° và 49,39 ° tương ứng với các mặt mạng đặc trưng (002), (201), (211), (112), (300), (202), (310), (222), (312), và (213) của cấu trúc tinh thể hydroxyapatite; phổ EDX cho thấy độ tinh khiết cao với chỉ 5 nguyên tố Ca, P, Mg, Na và O, tỷ lệ mole Ca/P nằm trong khoảng thường được ghi nhận của apatite sinh học 1,87. Đối với vật liệu nano hydroxyapatite, phổ IR cho thấy sự biến tính xảy ra ở liên kết nhóm hydroxyl (-OH) khi được biến tính bằng chitosan; trong khi đó, thấy sự biến tính xảy ra ở liên kết nhóm phosphate (PO_4^{3-}) khi được biến tính bằng glucosamine.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. Dorozhkin S. V. (2010). Nanosized and nanocrystalline calcium orthophosphates. *Acta Biomater*, 6(3), 715–734.
- [2]. Eriksson M., Liu Y., Hu J. và cộng sự. (2011). Transparent hydroxyapatite ceramics with nanograin structure prepared by high pressure spark plasma sintering at the minimized sintering temperature. *J Eur Ceram Soc*, 31(9), 1533–1540.
- [3]. Bose S., Banerjee A., Dasgupta S. và cộng sự. (2009). Synthesis, processing, mechanical, and biological property characterization of hydroxyapatite whisker-reinforced hydroxyapatite composites. *J Am Ceram Soc*, 92(2), 323–330.
- [4]. Pighinelli L. và Kucharska M. (2013). Chitosan-hydroxyapatite composites. *Carbohydr Polym*, 93(1), 256–262.
- [5]. Jayakumar R., Menon D., Manzoor K. và cộng sự. (2010). Biomedical applications of chitin and chitosan based nanomaterials - A short review. *Carbohydr Polym*, 82(2), 227–232.
- [6]. Rinaudo M. (2006). Chitin and chitosan: Properties and applications. *Prog Polym Sci*, 31(7), 603–632.
- [7]. Chesnokov V., Gong B., Sun C. và cộng sự. (2014). Anti-cancer activity of glucosamine through inhibition of N-linked glycosylation. *Cancer Cell Int*, 14(1), 1–10.
- [8]. Huang C.H., Tseng W.Y., Yao C.C. và cộng sự. (2010). Glucosamine promotes osteogenic differentiation of dental pulp stem cells through modulating the level of the transforming growth factor- β type I receptor. *J Cell Physiol*, 225(1), 140–151.
- [9]. Patterson A.L. (1939). The scherrer formula for X-ray particle size determination. *Phys Rev*, 56(10), 978–982.
- [10]. Haberko K., Bućko M.M., Brzezińska-Miecznik J. và cộng sự. (2006). Natural hydroxyapatite - Its behaviour during heat treatment. *J Eur Ceram Soc*, 26(4–5), 537–542.
- [11]. Ozawa M. và Suzuki S. (2002). Microstructural development of natural hydroxyapatite originated from fish-bone waste through heat treatment. *J Am Ceram Soc*, 85(5), 1315–1317.
- [12]. HASSELMAN D.P.H. (1969). Unified Theory of Thermal Shock Fracture Initiation and Crack Propagation in Brittle Ceramics. *J Am Ceram Soc*, 52(11), 600–604.
- [13]. Sodipo B.K. và Abdul Aziz A. (2015). Non-seeded synthesis and characterization of superparamagnetic iron oxide nanoparticles incorporated into silica nanoparticles via ultrasound. *Ultrason Sonochem*, 23, 354–359.
- [14]. Barakat N.A.M., Khil M.S., Omran A.M. và cộng sự. (2009). Extraction of pure natural hydroxyapatite from the bovine bones bio waste by three different methods. *J Mater Process Technol*, 209(7), 3408–3415.
- [15]. Akram M., Ahmed R., Shakir I. và cộng sự. (2014). Extracting hydroxyapatite and its precursors from natural resources. *J Mater Sci*, 49(4), 1461–1475.
- [16]. Gheisari H., Karamian E., và Abdellahi M. (2015). A novel hydroxyapatite -Hardystonite nanocomposite ceramic. *Ceram Int*, 41(4), 5967–5975.
- [17]. Luo H., Li W., Ji D. và cộng sự. (2016). One-step exfoliation and surface modification of lamellar hydroxyapatite by intercalation of glucosamine. *Mater Chem Phys*, 173, 262–267.

PREPARATION OF CHITOSAN-BASED AND GLUCOSAMINE-BASED FUNCTIONALISED HYDROXYAPATITE NANOMATERIALS

Ton Nu My Phuong*, Doan Mai Phuong, Dang Nhu Kim Ngan, Bui Quang Thanh

Faculty of Chemistry, University of Sciences, Hue University

*Email: myphuong1705@gmail.com

ABSTRACT

Carbohydrate-hydroxyapatite synergy is considered conducive to the improvement of each-component physiological applicability. Hydroxyapatite nanomaterials were prepared from waste bovine bones disposed by food industry. Chitosan was synthesised from shrimp shells, while glucosamine was synthesised from chitin. Scanning electron spectroscopy, X-ray crystallography, and energy-dispersive X-ray spectroscopy reveal that the obtained hydroxyapatite nanomaterials possess fragment-like morphology, size distribution of 10-30 nanometer, high crystallisation (no crystalline impurity detected), and purity (only five common-reported elements, i.e. Ca, P, Mg, Na and O). Ca/P molar ratio is consistent with that of biological apatite, 1.87. Infrared spectroscopy indicates that hydroxyapatite-chitosan seems relating to hydroxyl group (-OH) of hydroxyapatite at 3750 cm^{-1} , and the corresponding bonding for hydroxyapatite-glucosamine is likely to accord to phosphate group (PO_4^{3-}) at 1446 cm^{-1} . The results demonstrate the practicable functionality of hydroxyapatite nanomaterials regarding chitosan and glucosamine as functionalising agents, thus enhancing their potentiality in physiological applications.

Keywords: hydroxyapatite nanomaterials, chitosan, glucosamine, mammal bones



Tôn Nữ Mỹ Phương sinh ngày 17/05/1996. Cô tốt nghiệp Cử nhân chuyên ngành Hóa học và Thạc sĩ chuyên ngành Hóa lý thuyết và Hóa lý tại Trường Đại học Khoa học, Đại học Huế. Hiện cô đang tham gia nghiên cứu khoa học tại khoa Hóa học, Trường Đại học Khoa học, Đại học Huế.

Lĩnh vực nghiên cứu: Vật liệu nano.



Đoàn Mai Phương sinh ngày 12/02/1999. Cô tốt nghiệp cử nhân chuyên ngành Hóa học tại Trường Đại học Khoa học, Đại học Huế. Hiện cô đang tham gia nghiên cứu khoa học tại khoa Hóa học, Trường Đại học Khoa học, Đại học Huế.

Lĩnh vực nghiên cứu: Vật liệu nano.



Đặng Như Kim Ngân sinh ngày 29/10/2001. Cô hiện đang là sinh viên của Khoa Hóa học, Trường Đại học Khoa học, Đại học Huế.

Lĩnh vực nghiên cứu: Xử lý môi trường.



Bùi Quang Thành sinh ngày 11/03/1989. Ông tốt nghiệp cử nhân chuyên ngành Hóa học tại Trường Đại học Sư phạm, Đại học Đà Nẵng và nhận bằng Thạc sĩ chuyên ngành Hóa lý thuyết và Hóa lý tại Trường Đại học Khoa học, Đại học Huế. Hiện nay, ông công tác tại Trường Đại học Khoa học, Đại học Huế.

Lĩnh vực nghiên cứu: Hóa học lý thuyết.