

INFLUENCE OF SURFACE MODIFICATION ON ROUGHNESS AND WETTABILITY OF TITANIUM FOR POTENTIAL APPLICATIONS IN BIOMEDICINE

Pham Hong Trang¹, Nguyen Duc Hung¹, Hoang Van Vuong^{1,2}, Cao Hong Ha¹, Pham Hung Vuong^{1,2*}

¹Hanoi University of Science and Technology (HUST)

²School of Materials Science and Technology, HUST

| ARTICLE INFO | ABSTRACT |
|------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Received: 03/11/2024 | The surface properties of titanium (Ti) play an important role in osseointegration, enhancing durability, reducing inflammation and therefore improving the application of Ti implants. This study focuses on a three-step chemical etching process using acid such as (H ₂ O ₂ : HCl), (HF: HNO ₃), and CH ₃ COOH with controlled concentrations and processing times to modify the surface roughness and improve the wettability of Ti. Surface morphology of Ti was measured by a scanning electron microscope, surface roughness was examined by an optical microscope. The wettability of Ti was studied by a contact angle measurement. The results revealed that surface roughness of Ti increases from 1.54 μm to 10.09 μm with high uniformity, while the contact angle decreased from 68.9° to 51.8°. EDS analysis also confirmed the purity of the surface, free from contaminants. These results suggest that the current surface treatment is suitable for the requirement of Ti for potential applications in biomedical implants. |
| Revised: 26/11/2024 | |
| Published: 26/11/2024 | |
| KEYWORDS | |
| Surface | |
| Titanium | |
| Etching | |
| Wettability | |
| Roughness | |

ẢNH HƯỞNG CỦA XỬ LÝ BỀ MẶT TỚI ĐỘ NHÁM VÀ TÍNH THẨM ƯỚT CỦA TITAN ĐỊNH HƯỚNG ỨNG DỤNG TRONG Y SINH

Phạm Hồng Trang¹, Nguyễn Đức Hưng¹, Hoàng Văn Vương^{1,2}, Cao Hồng Hà¹, Phạm Hùng Vương^{1,2*}

¹Đại học Bách khoa Hà Nội

²Trường Vật liệu - Đại học Bách khoa Hà Nội

| THÔNG TIN BÀI BÁO | TÓM TẮT |
|------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Ngày nhận bài: 03/11/2024 | Tính chất bề mặt của Ti đóng vai trò quan trọng trong quá trình tích hợp xương, tăng độ bền, giảm viêm nhiễm và do đó cải thiện khả năng ứng dụng của Ti trong cấy ghép y sinh. Nghiên cứu này tập trung nghiên cứu ảnh hưởng của xử lý bề mặt titan qua ba bước sử dụng hỗn hợp các axit như (H ₂ O ₂ : HCl), (HF: HNO ₃), và CH ₃ COOH được kiểm soát về nồng độ và thời gian thực hiện để điều chỉnh độ nhám và cải thiện khả năng thấm ướt bề mặt của Ti định hướng ứng dụng cho y sinh. Hình thái bề mặt Ti được đánh giá bằng phương pháp hiển vi điện tử quét, độ nhám của bề mặt được kiểm tra bằng hiển vi quang học. Khả năng thấm ướt của bề mặt Ti sau khi xử lý được khảo sát bằng cách đo góc thấm ướt. Kết quả nghiên cứu cho thấy độ nhám bề mặt tăng từ 1,54μm lên 10,09 μm với độ đồng đều cao, trong khi góc thấm ướt tương ứng đã giảm từ 68,9° xuống còn 51,8°. Kết quả phân tích EDS cho thấy bề mặt vật liệu sau khi xử lý bề mặt có độ tinh khiết cao. Kết quả này phù hợp với yêu cầu đặt ra về việc tăng hiệu quả xử lý bề mặt vật liệu titan cho định hướng ứng dụng trong cấy ghép y sinh. |
| Ngày hoàn thiện: 26/11/2024 | |
| Ngày đăng: 26/11/2024 | |
| TỪ KHÓA | |
| Bề mặt | |
| Titan | |
| Tâm thực | |
| Tính thấm ướt | |
| Độ nhám | |

DOI: <https://doi.org/10.34238/tnu-jst.11468>

* Corresponding author. Email: vuong.phamhung@hust.edu.vn

1. Giới thiệu

Titan (Ti) là vật liệu hấp dẫn trong ứng dụng y khoa vì trọng lượng nhẹ, khả năng chống ăn mòn, có độ bền hóa học và khả năng tương thích sinh học cao [1]. Nhờ những đặc tính này, titan ngoài ứng dụng phổ biến trong y sinh còn ứng dụng rộng rãi trong hàng không, vũ trụ, kỹ thuật sinh học, thể thao và trang trí [2]. Với ứng dụng trong y sinh, các đặc điểm về bề mặt vật liệu Ti như độ nhám, tính ưa nước và thành phần hóa học là những điểm đáng được quan tâm ảnh hưởng đến tương tác vật liệu với tế bào như sự hấp thụ protein, sự tích hợp mô tiếp xúc và khả năng tương thích sinh học tổng thể của vật liệu Ti cấy ghép. Các đặc điểm bề mặt này có thể được cải thiện thông qua việc sử dụng một số kỹ thuật xử lý bề mặt để tạo độ nhám ở cấp độ micro và nano [3] giúp tạo nên bề mặt Ti có độ nhám đồng đều mong muốn. Có một số phương pháp xử lý bề mặt đã được sử dụng trên thế giới, bao gồm phương pháp vật lý như cắt, mài cơ học, phun [4], hay các phương pháp hóa học như tẩm thực [5] – [7], lắng đọng hơi hóa học, điện hóa [8] và phương pháp sinh hóa [9], [10] nhưng tồn tại hạn chế nhất định về tạp chất và ảnh hưởng của bề mặt ban đầu. Hầu hết trong các quá trình xử lý bề mặt Ti đã và đang được thực hiện trên thế giới, vật liệu Ti ban đầu thường chỉ qua xử lý mài cơ học và tẩm thực đơn giản, việc kết hợp các phương pháp xử lý với mục đích tối ưu và kiểm soát bề mặt tạo độ nhám tối ưu cho định hướng ứng dụng y sinh vẫn còn hạn chế.

Nghiên cứu này tập trung vào việc tối ưu hóa quy trình tẩm thực bề mặt tẩm Ti sau xử lý mài cơ học, đây là phương pháp tối ưu để tạo ra bề mặt có khả năng tích hợp xương, với mục tiêu chính là xử lý bề mặt vật liệu có độ nhám bề mặt có thể kiểm soát được. Kỹ thuật tẩm thực bề mặt bằng phương pháp hóa học được sử dụng là một phương pháp giúp tạo ra độ nhám cấp độ vi mô và nano trên bề mặt titanium (Ti), cũng như để tăng cường sự hình thành lớp oxit, đặc biệt có lợi cho việc cải thiện các tính chất của titan trong ứng dụng về nha khoa. Kỹ thuật này có thể dễ dàng thực hiện trong điều kiện phòng thí nghiệm, cho phép điều chỉnh linh hoạt các thông số thực nghiệm. Bằng cách sử dụng tẩm thực hóa học với ba bước kết hợp các axit H_2O_2 : HCl, HF: HNO_3 , CH_3COOH thông qua các quy trình khác nhau từ các đơn giản với một hóa chất đến quy trình phức tạp hơn sử dụng nhiều bước tẩm thực với các axit khác nhau được lựa chọn, quy trình được kiểm soát về nồng độ chất tẩm thực và thời gian thực hiện đã đạt được hiệu quả xử lý độ nhám tối ưu, điều chỉnh tính thấm ướt tổng hợp mong muốn.

2. Thực nghiệm

2.1. Phương pháp thực nghiệm

Vật liệu titan được sử dụng là Ti loại II (Ti Type II), các tấm Ti có kích thước 1×1 cm dày 1 mm được tiến hành mài cơ học với giấy nhám với thông số độ mịn tăng dần, độ nhám cuối nhận được sau khi kết thúc mài giấy nhám số 2000. Vật liệu sau đó được làm sạch bằng rung siêu âm trong dung dịch acetone và nước cất và sấy khô. Để tạo độ nhám bề mặt mong muốn, vật liệu Ti sau làm sạch được trải qua ba bước xử lý bề mặt:

Bước 1, mẫu Ti được ngâm trong dung dịch H_2O_2 (30%) :HCl (37%) được gia nhiệt tỷ lệ 1:1 theo thể tích (ml) trong 10 phút được khuấy từ và rửa sạch bằng acetone và nước cất sau đó sấy khô.

Bước 2, mẫu Ti tiếp tục được tẩm thực trong hỗn hợp axit HNO_3 (68%) : HF (40%): H_2O với tỷ lệ 8:12:100 theo thể tích (ml) tại nhiệt độ thường và rửa sạch bằng acetone và nước cất sau đó sấy khô.

Bước 3, mẫu Ti được tẩm thực với dung dịch CH_3COOH (99,5%) trong 10 phút và được làm sạch.

Các mẫu titan sau khi xử lý bề mặt được tiến hành khảo sát các đặc tính bề mặt sử dụng các thiết bị phân tích .

Sau mỗi bước xử lý tẩm Ti được tiến hành đo góc thấm ướt với nước khử ion để kiểm tra khả năng ưa nước của vật liệu.

2.2. Phương pháp phân tích

Mẫu Ti sau khi xử lý được kiểm tra thu nhận thông tin hình thái cấu trúc bề mặt vật liệu bằng phương pháp hiển vi điện tử quét (SEM), đồng thời để xác định độ tinh khiết của vật liệu mẫu Ti được kiểm tra bằng phép đo EDS trên cùng hệ thiết bị JSM-6700F, JEOL.

Với bề mặt khi được xử lý, các thông số độ nhám cũng được ghi nhận qua phép đo độ nhám bằng kính hiển vi quang học VHX (Keyence VH-ZST). Đồng thời đặc tính ưa nước của bề mặt mẫu sau tẩm thực cũng được tiến hành đo góc thấm ướt với thiết bị OCA 50 (DataPhysics Instruments GmbH).

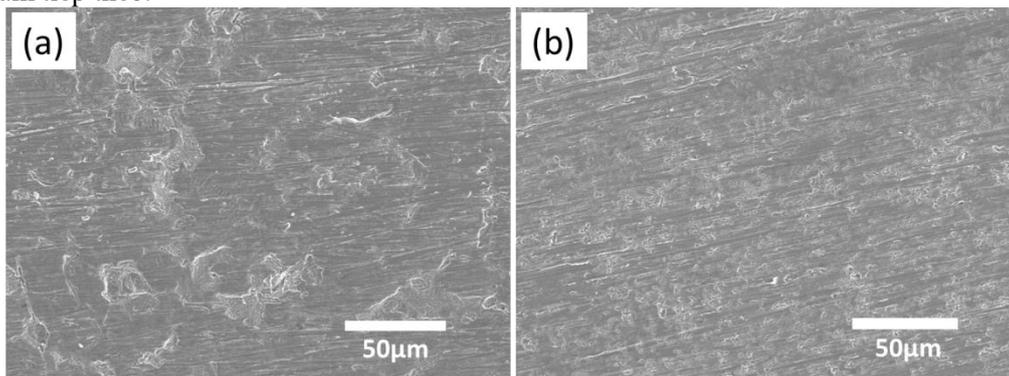
3. Kết quả và thảo luận

3.1. Ảnh hưởng của xử lý bề mặt

Việc lựa chọn phương pháp và hóa chất xử lý bề mặt Ti trực tiếp có thể giúp làm tăng hoạt tính sinh học của cây ghép nha khoa của Ti bằng việc tác động tới các lớp nguyên tử ngoài cùng của Ti, xử lý H_2O_2 là một lựa chọn đơn giản và hiệu quả. Wang và cộng sự [11], [12] đã kết luận có thể tạo ra một lớp anatase có thể hình thành trên các chất nền Ti do xử lý hóa học bằng dung dịch H_2O_2/HCl trong nước và gia nhiệt. Điều này có nghĩa là các phương pháp tẩm thực sử dụng dung dịch H_2O_2/HCl có xử lý nhiệt có thể giúp vật liệu cây ghép có khả năng tự tích hợp xương.

Để kiểm chứng ảnh hưởng của quá trình tẩm thực tại bước 1 đối với bề mặt trước (thô) và sau mài cơ học, hai mẫu Ti này được tiến hành chụp SEM để kiểm chứng khả năng tẩm thực của dung dịch với các dạng bề mặt có xử lý và không xử lý mài. Hình 1 trình bày ảnh SEM hình thái bề mặt mẫu nói trên. Các bề mặt nhận được đều cho thấy cả mẫu thô và mẫu sau mài cơ học đều tẩm thực tương đối đều và thấy được ảnh hưởng khác nhau của tẩm thực tại bước 1 sử dụng hỗn hợp H_2O_2 và HCl với dạng bề mặt khác nhau. Trong đó, mẫu thô bề mặt còn nhiều nhấp nhô do bề mặt thô có nhiều sai hỏng, sau tẩm thực có các lỗ và vết xước do gia công cắt bị tẩm thực sâu với các độ sâu không đều. Tuy nhiên với mẫu sau mài cơ học độ nhám 2000, do bề mặt đã loại bỏ tương đối các đỉnh nhấp nhô và tương đối nhẵn mịn với các vết xước nông, quá trình tẩm thực tại bước 1 cho thấy tác dụng tẩm thực khá đều tạo ra các vết tẩm thực sâu hơn dọc vết xước và cả trên bề mặt mẫu.

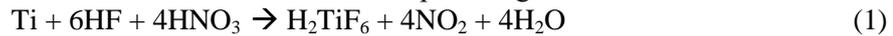
Điều này cho thấy cần thiết phải tiến hành mài cơ học và tẩm thực bước 1 để xử lý cơ bản độ nhám không đồng nhất của mẫu ban đầu và tạo những lỗ tẩm thực tiền đề cho quá trình xử lý tạo độ nhám tiếp theo.



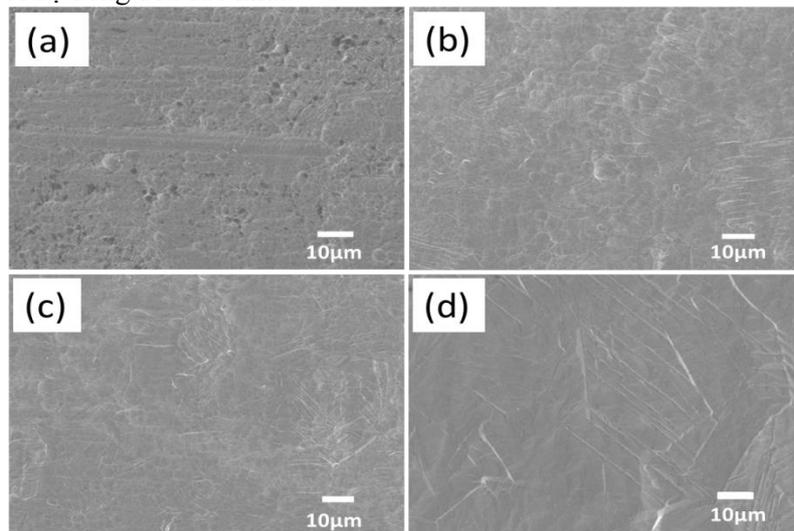
Hình 1. Ảnh SEM sau khi (a) tẩm thực bước 1 trên bề mặt Ti thô và (b) mài mòn cơ học

Mẫu Ti tiếp tục được xử lý tẩm thực tạo độ nhám ở bước 2, đây là bước quan trọng trong việc tạo nên các khe tẩm thực sâu và đồng đều hơn trên bề mặt vật liệu. Quá trình này được tiến hành với hỗn hợp axit HNO_3 và HF với thời gian tẩm thực khác nhau là 1, 2, 3 và 4 phút. HF là chất tẩm thực phổ biến được dùng trên nhiều bề mặt vật liệu khác nhau nhưng hiếm khi được sử dụng độc lập. Mặc dù HF có thể dùng để tẩm thực titan, nhưng có một số nhược điểm khi thực hiện.

Thứ nhất, quá trình này sẽ tạo ra titan triflorua (TiF_3) và khí hydro (H_2) dễ cháy nổ. Thứ hai, HF có xu hướng phản ứng nhanh, đòi hỏi phải bổ sung hóa chất thường xuyên. Thứ ba, nếu không bổ sung HF kịp thời, tốc độ tẩm thực sẽ giảm nhanh còn tương đối chậm dẫn đến khó kiểm soát và bề mặt hoàn thiện thu được có thể không mong muốn. Thông thường, để bù đắp những nhược điểm này HF được kết hợp với một hóa chất khác để tạo ra dung dịch xử lý bề mặt. Hỗn hợp HF và HNO_3 đang ngày càng trở nên phổ biến trong đó axit HF là chất tẩm thực chính, axit HNO_3 được thêm vào để giảm sản sinh khí hydro. Sự kết hợp của HF và HNO_3 giúp quá trình tẩm thực diễn ra nhanh hơn so với chỉ sử dụng HF, và HNO_3 có thể được sử dụng để kiểm soát độ nhám bề mặt của titan [13]. Quá trình tẩm thực Ti được mô tả như phản ứng sau:



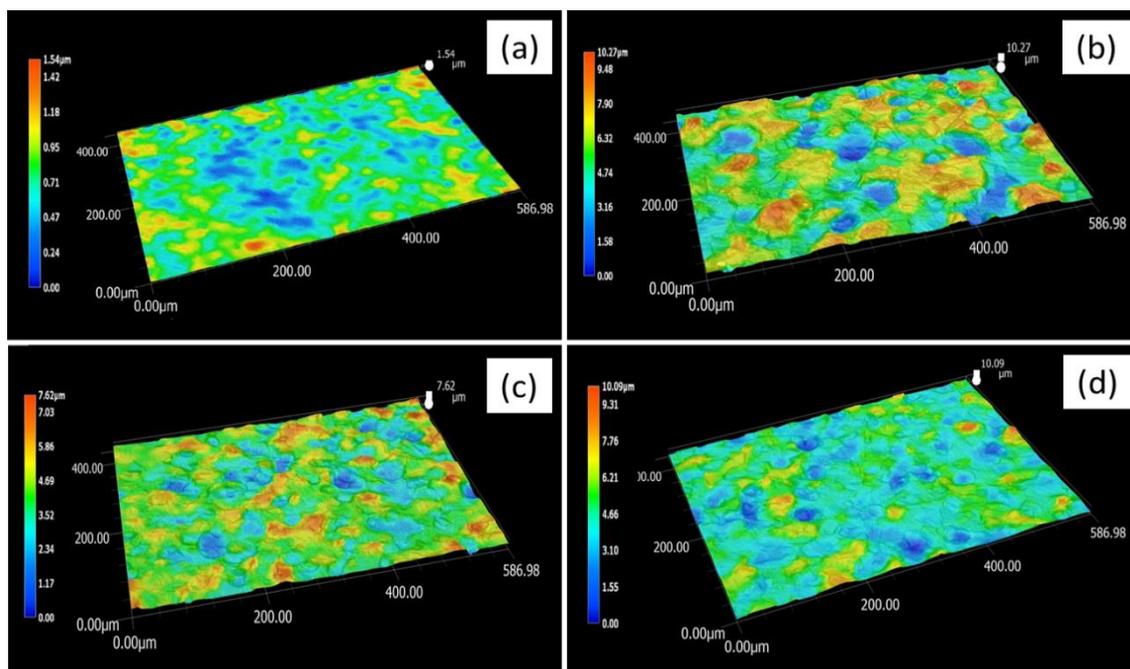
Ảnh SEM bề mặt mẫu Ti sau khi xử lý ở bước 2 được thể hiện trên Hình 2. Kết quả cho thấy các mẫu tẩm thực sâu sau bước 1 có sự ổn định về hình thái, với nồng độ hỗn hợp axit loãng được sử dụng, quá trình được tiến hành với thời gian kéo dài để khảo sát bề mặt tẩm thực theo thời gian. Qua quan sát có thể thấy trong phút đầu quá trình tẩm thực diễn ra nhanh, bề mặt mẫu được tẩm thực đều và tạo khe sâu, càng về sau quá trình tẩm thực chậm lại và dần ổn định về hình thái, một phần lớp bề mặt Ti phản ứng hòa tan tạo lỗ rỗng trở nên nông hơn và tới phút thứ 4, bề mặt gần như đã thấy rõ một phần tinh thể. Tại bề mặt mẫu tẩm thực trong 4 phút cho thấy độ nhám mịn với độ đồng đều cao nhất.



Hình 2. Ảnh SEM bề mặt mẫu Ti sau khi tiếp tục tẩm thực bước 2 với HNO_3 : H_2O tỷ lệ 8:12:100(ml) trong thời gian (a) 1 phút, (b) 2 phút, (c) 3 phút và (d) 4 phút

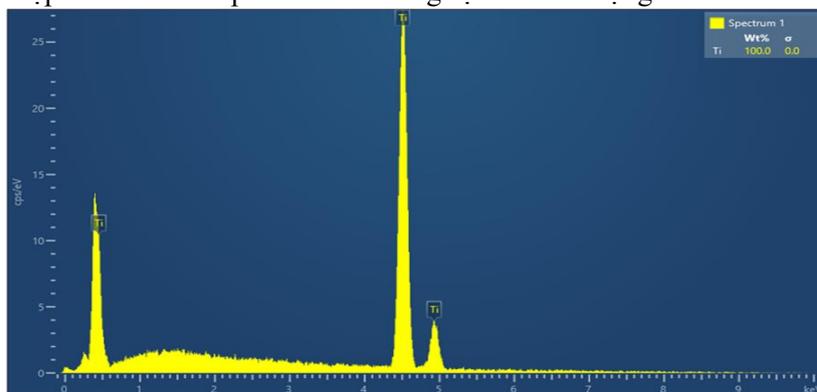
Mẫu tẩm thực 4 phút được lựa chọn để tiếp tục tẩm thực tại bước 3 với axit yếu CH_3COOH , quá trình này diễn ra chậm với độ tẩm thực thấp, mục đích của việc lựa chọn axit này là nhằm tẩm thực làm đồng đều hơn độ sâu các rãnh tẩm thực trước đó, dung dịch axit yếu hòa tan làm giảm bớt độ cao các đỉnh ăn mòn nhô cao còn lại và tẩm thực biên hạt nhưng vẫn duy trì độ nhám ổn định cho định hướng ứng dụng của vật liệu về sau.

Đồng thời để kiểm chứng rõ hơn về độ nhám bề mặt vật liệu sau từng bước xử lý, bề mặt mẫu được tiến hành chụp độ nhám bằng ảnh VHX như Hình 3. Qua quan sát có thể thấy rõ các khe tẩm thực được thu nhỏ đồng đều với kích thước micromet. Độ nhám giữa các đỉnh cao nhất và lỗ sâu nhất của mẫu sau mài cơ học là $1,54 \mu m$, sau tẩm thực bước 1 tăng lên $10,27 \mu m$, sau tẩm thực bước 2 đã loại bỏ các đỉnh nhô cao độ nhám còn $7,62 \mu m$ và sau bước 3 cuối cùng tẩm thực chậm và tạo lỗ sâu độ nhám ổn định ở $10,09 \mu m$. Các ảnh mô phỏng độ nhám nhô bề mặt tại Hình 3 phù hợp với giả thiết thực nghiệm và cho thấy sự đồng đều về độ nhám trên bề mặt mẫu phù hợp mục đích ứng dụng.



Hình 3. Độ nhám bề mặt mẫu Ti qua các bước xử lý: (a) mài cơ, (b) tằm thực bước 1, (c) tằm thực bước 2 và (d) tằm thực bước 3

Để kiểm chứng độ tinh khiết vật liệu sau xử lý bề mặt, mẫu được tiến hành chụp EDS xác định thành phần các chất có trên bề mặt mẫu. Kết quả tại hình 4 cho thấy mẫu sau xử lý và làm sạch không chứa tạp chất và thành phần dư của dung dịch axit sử dụng trước đó trên bề mặt Ti.



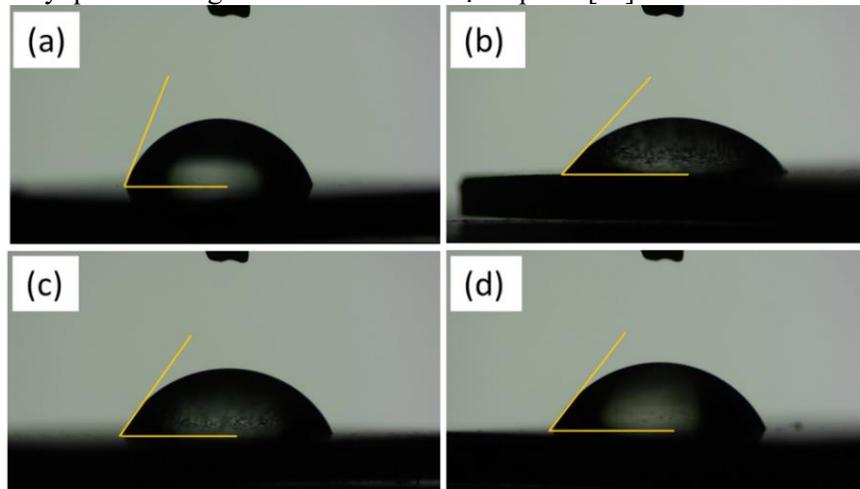
Hình 4. Ảnh chụp EDS bề mặt mẫu sau xử lý bề mặt

Dựa trên các thông số bề mặt sau tằm thực có thể thấy độ nhám bề mặt các mẫu đều tăng lên trung bình 8,7 μm với độ đồng đều cao và các chất tằm thực đã được làm sạch hoàn toàn.

3.2. Tính ưa nước của bề mặt Ti sau xử lý

Vật liệu y sinh kém tương thích thường là do sự tích hợp kém của bộ phận cấy ghép với mô xung quanh [14]. Sự tích hợp mô được quyết định bởi khả năng bám dính và phát triển của các tế bào trên bề mặt cấy ghép có tương quan mật thiết với các đặc tính bề mặt. Tính ưa nước, độ nhám bề mặt, thành phần hóa học và hình thái của bề mặt ảnh hưởng mật thiết đến phản ứng của tế bào khi tiếp xúc với các chi tiết cấy ghép [15]. Nhiều nghiên cứu đã chỉ ra rằng sự thành công của mô cấy ghép không chỉ phụ thuộc vào các đặc tính lý hóa của bề mặt cấy ghép như năng lượng tự do bề mặt, mà còn phụ thuộc vào độ nhám của vật liệu sử dụng. Phép đo góc thấm ướt cũng phản ánh thông tin về tính đồng nhất của bề mặt và khả năng bám dính của tế bào lên bề mặt cấy ghép. Với góc thấm ướt càng nhỏ,

khả năng bám dính của tế bào lên bề mặt vật liệu càng tốt, cùng với khả năng tương thích sinh học của vật liệu sẽ thúc đẩy quá trình tăng sinh tế bào trên bề mặt tiếp xúc [16].



Hình 5. Góc thấm ướt bề mặt tấm Ti (a) sau khi mài nhám, (b) sau tẩm thực sâu bước 1, (c) tẩm thực 2 và (d) sau tẩm thực bước 3

Để kiểm chứng khả năng ưa nước của vật liệu, phép đo góc thấm ướt sử dụng nước khử ion nhỏ trên bề mặt vật liệu đã được tiến hành với bề mặt mẫu Ti sau các bước xử lý bề mặt gồm bề mặt Ti sau mài độ nhám 2000, bề mặt Ti sau xử lý bước 1, bước 2 và bước 3. Góc thấm ướt tương ứng với các bề mặt này được thể hiện trên Hình 5 cho thấy góc thấm ướt vật liệu sau xử lý bề mặt thấp hơn so với góc thấm ướt của mẫu Ti mới qua mài cơ học. Cụ thể góc thấm ướt mẫu theo thứ tự trong Hình 5 (a,b,c,d) lần lượt là $68,9^\circ$; $43,6^\circ$; $57,5^\circ$ và $51,8^\circ$. Kết quả này phù hợp với kết quả độ nhám sau tẩm thực thể hiện ở Hình 3, trong đó bề mặt tẩm thực sâu sau bước 1 cho độ nhám cao nhất và ổn định giảm sau các bước xử lý sau. Điều này khẳng định bề mặt vật liệu qua xử lý có khả năng cải thiện tính ưa nước đáng kể.

4. Kết luận

Bề mặt Ti đã được xử lý thành công bằng phương pháp tẩm thực hóa học giúp bề mặt Ti có độ nhám cao, không đồng đều ban đầu tạo ra bề mặt mới có độ nhám ổn định và có thể kiểm soát được độ nhám qua điều chỉnh thời gian và các bước tẩm thực. Trong nghiên cứu này, bề mặt Ti sau xử lý có thể thấy khả năng ưa nước, đặc tính thấm ướt tăng dần qua từng bước xử lý bề mặt, là một trong những cơ sở cho thấy xử lý bề mặt Ti có tiềm năng ứng dụng trong cấy ghép y sinh.

Lời cảm ơn

Nghiên cứu này được tài trợ bởi Bộ Giáo dục và Đào tạo trong chương trình đề tài khoa học và công nghệ cấp bộ mã số CT2022.03/CT2022.03.BKA.01.

TÀI LIỆU THAM KHẢO/ REFERENCES

- [1] Y. Q. Liang, Z. D. Cui, S. L. Zhu, and X. J. Yang, "Characterization of self-organized TiO_2 nanotubes on Ti-4Zr-22Nb-2Sn alloys and the application in drug delivery system," *J. Mater Sci.: Mater Med.*, vol. 22, pp. 461-467, 2011.
- [2] C. Moseke, F. Hage, E. Vorndran, and U. Gbureck, " TiO_2 nanotube arrays deposited on Ti substrate by anodic oxidation and their potential as a long-term drug delivery system for antimicrobial agents," *Applied Surface Science*, vol. 258, pp. 5399-5404, 2012.
- [3] S. Kahar, A. Singh, V. Patel, and U. Kanetkar, "Anodizing of Ti and Ti Alloys for Different Applications: A Review," *IJSRD - International Journal for Scientific Research & Development*, vol. 8, no. 5, pp. 272 - 276, 2020.
- [4] K. Mustafa, J. Wroblewski, B. S. Lopez, A. Wennerberg, K. Hultenby, and K. Arvidson, "Determining

- optimal surface roughness of TiO₂ blasted titanium by implant material for attachment proliferation and differentiation of cells derived from human mandibular alveolar bone," *Clin. Oral Impl. Res.*, vol. 12, pp. 515-525, 2001.
- [5] S. M. S. Tilebon, S. A. Emamian, H. Ramezanpour, H. Yousefi, M. Özcan, S. M. Naghib, Y. Zare, and K. E. Rhee, "Intelligent modeling and optimization of titanium surface etching for dental implant application," *Sci. Rep.*, vol. 12, 2022, Art. no. 7184.
- [6] R. Kohler, K. Sowards, and H. Medina, "Numerical model for acid-etching of titanium: Engineering surface roughness for dental implants," *Journal of Manufacturing Processes*, vol. 59, pp. 113-121, 2020.
- [7] K.Y. Hung, Y. C. Lin, and H. P. Feng, "The Effects of Acid Etching on the Nanomorphological Surface Characteristics and Activation Energy of Titanium Medical Materials," *Materials*, vol. 10, 2017, Art. no. 1164.
- [8] M. L. Nascimento, W. D. Mueller, A. C. Carvalho, and H. M. Tomás, "Electrochemical characterization of titanium biomaterials using the Mini-cell System," *J. Mater Sci.*, vol. 41, pp. 3323-3327, 2006.
- [9] A. Göransson, E. Jansson, P. Tengvall, and A. Wennerberg, "Bone formation after 4 weeks around blood-plasma-modified titanium implants with varying surface topographies: an in vivo study," *Biomaterials*, vol. 24, pp. 197-205, 2003.
- [10] A. Bagno and C. D. Bello, "Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials," *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 15, pp. 935-949, 2004.
- [11] X. X. Wang, S. Hayakawa, K. Tsuru, and A. Osaka, "A comparative study of in vitro apatite deposition on heat, H₂O₂, and NaOH treated titanium surfaces," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 54, pp. 172-178, 2001.
- [12] X. X Wang, S. Hayakawa, K. Tsuru, and A. Osaka, "Improvement of bioactivity of H₂O₂/TaCl₅ treated titanium after subsequent heat treatments," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 52, pp.171-176, 2000.
- [13] M. Bezuidenhout, G. T. Haarb, and T. Beckerb, "The effect of HF-HNO₃ chemical polishing on the surface roughness and fatigue life of laser powder bed fusion produced Ti-6Al-4V," *Materials Today Communications*, vol. 25, 2020, Art. no. 10139.
- [14] A. Gristina, "Biomaterial-centered infection, microbial adhesion versus tissue integration," *Science*, vol. 237, pp. 1588-1595, 1987.
- [15] Y. Oshida, A. Hashem, T. Nishihara, and M. V. Yapchulay, "Fractal dimension analysis of mandibular bones: towards a morphological compatibility of implants," *Bone Mater. Eng.*, vol. 4, pp. 397-407, 1994.
- [16] L. Ponsonnet, K. Reybier, N. Jaffrezic, V. Comte, and C. Lagneau, "Relationship between surface properties (roughness, wettability) of titanium and titanium alloys and cell behaviour," *Materials Science and Engineering C*, vol. 23, pp. 551-560, 2003.