

Research Article**Electrochemical sensor for α -amylase determination
using porous graphene on a flexible substrate**

Nguyen Kim Hoai, Nguyen Thi Ngoc, Nguyen Van Thuc, Le Khanh Toan,
Nguyen Anh Tuan, Nguyen Minh Ngoc, Nguyen Xuan Viet*

Univerisy of Science, Vietnam National University, Hanoi, Vietnam

(Received: 27 Aug 2025; Revised: 24 Sep 2025; Accepted: 25 Sep 2025)

Abstract

α -Amylase is an endo-acting enzyme that hydrolyzes α -1,4-glucan linkages in starch and has broad applications in the beverage, food, and biomedical industries. Conventional quantification techniques (e.g., spectroscopy, ELISA) typically require expensive instrumentation, complex workflows, and long analysis times. Here, we present a flexible electrochemical sensor based on laser-scribed porous graphene on a polymer substrate, which increases the electroactive surface area and enhances interfacial electron transfer, thereby improving sensitivity. α -Amylase is quantified indirectly via the amount of maltose produced during enzyme-catalyzed starch hydrolysis in neutral buffer; maltose subsequently reduces $K_3[Fe(CN)_6]$ to $K_4[Fe(CN)_6]$ in alkaline medium, and the electrochemical oxidation current of $K_4[Fe(CN)_6]$ is proportional to α -amylase activity. Under optimized conditions, the sensor achieves a limit of detection (LOD) of 0.61 U/mL and a limit of quantification (LOQ) of 1.08 U/mL, demonstrating its potential as a simple, low-cost, and point-of-care-deployable approach for α -amylase determination in food, industrial, and clinical samples.

Keywords: α -amylase, electrochemical sensor on flexible substrate, porous graphene.

*Corresponding author: Nguyen Xuan Viet (E-mail: vietnx@vnu.edu.vn)

<https://doi.org/10.47866/2615-9252/vjfc.4550>

Copyright © 2025 The author(s). This article is licensed under [CC BY-NC 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

Cảm biến điện hóa xác định α -amylase dựa trên vật liệu graphene xốp trên đế dẻo

Nguyễn Kim Hoài, Nguyễn Thị Ngọc, Nguyễn Văn Thức, Lê Khánh Toàn, Nguyễn Anh Tuấn,
Nguyễn Minh Ngọc, Nguyễn Xuân Việt

Khoa Hóa học, Trường Đại học Khoa học Tự nhiên, Đại học Quốc gia Hà Nội, Hà Nội, Việt Nam

Tóm tắt

α -Amylase là enzyme xúc tác cắt liên kết α -1,4-glucan nội mạch trong tinh bột với nhiều ứng dụng trong công nghiệp sản xuất đồ uống, thực phẩm và y tế. Các kỹ thuật định lượng α -amylase hiện hành (quang phổ, ELISA) thường đòi hỏi thiết bị đắt tiền, quy trình phức tạp và thời gian phân tích dài. Nghiên cứu này trình bày một cảm biến điện hóa dựa trên graphene xốp trên đế dẻo được chế tạo bởi kỹ thuật khắc laser, cho phép tăng diện tích bề mặt hoạt động và cải thiện chuyển electron tại bề mặt điện cực, từ đó nâng cao độ nhạy. Định lượng hoạt tính của α -amylase được xác định gián tiếp thông qua lượng maltose sinh ra khi α -amylase thủy phân tinh bột trong môi trường đệm trung tính; maltose tiếp đó khử $K_3[Fe(CN)_6]$ thành $K_4[Fe(CN)_6]$ trong môi trường kiềm, và cường độ dòng oxi hoá của $K_4[Fe(CN)_6]$ đo bằng phương pháp điện hoá tỷ lệ với hoạt tính α -amylase. Trong điều kiện tối ưu, cảm biến đạt giới hạn phát hiện (LOD) 0,61 U/mL và giới hạn định lượng (LOQ) 1,08 U/mL, cho thấy tiềm năng áp dụng như một giải pháp đơn giản, chi phí thấp, dễ triển khai tại chỗ để định lượng hoạt tính α -amylase trong các mẫu thực phẩm, công nghiệp hay trong y tế.

Từ khóa: α -amylase, cảm biến điện hóa trên đế dẻo, graphene xốp.

1. ĐẶT VẤN ĐỀ

α -Amylase là enzyme xúc tác cắt liên kết α -1,4-glucan nội mạch trong tinh bột, “hóa lỏng” tinh bột thành dextrin và maltose, qua đó giảm độ nhớt và tạo tiền chất cho các bước chuyển hóa như đường hóa và lên men [1-3]. Nhờ cơ chế này, α -amylase được ứng dụng rộng rãi trong công nghiệp thực phẩm: (i) đồ uống lên men (bia, rượu gạo, rượu mạnh) để đường hóa dịch nấu và tối ưu hiệu suất [4]; (ii) làm bánh nhằm cải thiện nở thể tích, cấu trúc ruột bánh và làm chậm retrogradation tinh bột [5, 6]; (iii) sản xuất siro đường (glucose/maltose) và là bước đầu của quy trình HFCS khi kết hợp với glucoamylase và isomerase [1, 7]; (iv) xử lý tinh bột dư gây đục trong các sản phẩm lỏng, giúp ổn định cảm quan và độ nhớt [1]. Ngoài thực phẩm, α -amylase còn được dùng trong nhiên liệu sinh học [8], chất giặt rửa [9], cũng như giấy và dệt [10, 11].

Ngoài ra, α -amylase trong những năm gần đây còn được coi là một dấu ấn sinh học trong tuân soát bệnh tật ở người ví dụ như căng thẳng hay trầm cảm. Nó là một dấu ấn sinh học không xâm lấn, tin cậy, cho phép phát hiện sớm và chính xác những thay đổi sinh lý do căng thẳng. Sự thay đổi nồng độ α -amylase có tương quan với căng thẳng [12], cảm xúc [13] và mệt mỏi [14]. Hơn nữa, nước bọt là mẫu chẩn đoán lý tưởng do thu thập không xâm lấn, yêu cầu xử lý mẫu tối thiểu và phản ánh cả trạng thái sinh lý toàn thân lẫn tại chỗ. Vì vậy việc phân tích xác định α -amylase rất có ý nghĩa trong sản xuất công nghiệp của thực phẩm và các quá trình hoá học cũng như trong chăm sóc sức khoẻ con người.

Nhiều phương pháp khác nhau đã được sử dụng để định lượng hoạt tính α -amylase, gồm quang phổ [15], đo màu [16], sắc ký [17], huỳnh quang [18], xét nghiệm miễn dịch liên kết với enzyme (ELISA) [19], và các phương pháp phân tích điện hóa [20, 21]. Trong nghiên cứu này, chúng tôi sử dụng chronoamperometry (CA), một kỹ thuật điện hoá đo dòng điện theo thời gian, để định lượng hoạt tính α -amylase thông qua theo dõi sự hình thành maltose do thủy phân tinh bột bởi α -amylase. Maltose, một đường khử, phản ứng với kali ferricyanide ($K_3[Fe(CN)_6]$) thành kali ferrocyanide ($K_4[Fe(CN)_6]$); quá trình oxi hóa-khử này được ghi nhận dưới dạng tín hiệu dòng điện theo thời gian. Để tăng độ nhạy và tính ứng dụng thực tiễn của hệ phát hiện, chúng tôi triển khai sử dụng điện cực graphene xốp trên đế dẻo (flexible porous graphene electrode, fPGE) làm nền cảm biến. fPGE được chế tạo bằng phương pháp tạo graphene thông qua kỹ thuật khắc laser CO₂ trên đế nhựa dẻo polyimide (PI), cho phép hình thành mạng graphene đa lớp dẫn điện với độ xốp được kiểm soát [22]. Nhờ diện tích bề mặt lớn, độ dẫn cao và độ linh hoạt cơ học, fPGE cung cấp nền tảng bền vững cho các ứng dụng cảm biến điện hoá.

2. VẬT LIỆU VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

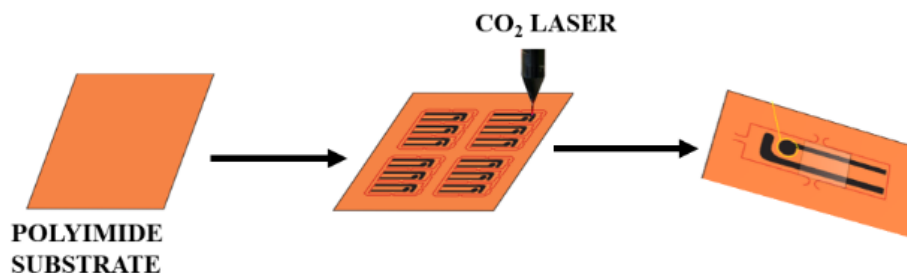
2.1. Hóa chất và thiết bị

α -Amylase từ nước bọt người (hoạt tính 84 U/mL) mua từ Sigma (Mỹ). Tinh bột độ hòa tan 50 mg/L, độ ẩm 4-8%, maltose (98%), KOH (99,5%), $K_3[Fe(CN)_6]$ (99,5%), $CaCl_2$ (99,5%) và NaCl (99,5%) được mua từ Scharlau (Mỹ). CH_3COOH băng và $CH_3COONa \cdot 3H_2O$ (99,9%) được mua từ Trung Quốc.

Chronoamperometry được sử dụng để ghi nhận tín hiệu điện hoá trên các fPGE bằng hệ đo điện hoá đa năng Autolab 30 (Metrohm) kết nối máy tính với phần mềm Nova. Điện thế áp dụng cho cặp $[Fe(CN)_6]^{4-}/[Fe(CN)_6]^{3-}$ là 0,25 V vs Ag/AgCl trong 150 s, với chu kỳ ghi tín hiệu là 0,1 s. Điện cực so sánh Ag/AgCl trong KCl 3,0 mol/L (Metrohm) được dùng làm điện cực so sánh của hệ đo.

2.2. Chế tạo điện cực graphene xếp trên đế dẻo, fPGE

Một lớp graphene xếp được sinh ra trực tiếp trên nền polyimide, PI, bằng năng lượng của chùm tia laser hồng ngoại CO_2 . Chúng tôi sử dụng hệ Universal Laser Systems VLS3.50 (công suất danh định 40 W, USA), vận hành ở điều kiện: công suất 7,8%, tốc độ quét 6,6% và độ phân giải 1000 PPI, nhằm chuyển hoá bề mặt polyimide tối ưu thành graphene xếp [23, 24]. Quy trình chế tạo fPGE được thể hiện trên **Hình 1**. Điện cực làm việc hình thành trong nghiên cứu này có đường kính 1,8 mm.



Hình 1. Các bước chế tạo điện cực graphene xếp trên đế dẻo fPGE

2.3. Chuẩn bị các dung dịch

2.3.1. Dung dịch tinh bột

Hòa 1,0 g tinh bột vào 100,0 mL đệm axetat 10,0 mmol/L (pH 6) và khuấy liên tục để phân tán đồng đều trước khi sử dụng.

2.3.2. Dung dịch điều hòa (conditioning solution)

Chuẩn bị 500,0 mL dung dịch điều hòa từ đệm axetat 10,0 mmol/L (pH 6) bằng cách bổ sung $CaCl_2$ (6,0 mmol/L) và NaCl (20,0 mmol/L).

2.3.3. Dung dịch α -amylase chuẩn

Dung dịch α -amylase được chuẩn bị và chuẩn hóa theo hướng dẫn của Sigma (Mỹ). Hòa tan 5,0 mg α -amylase trong 35,0 mL dung dịch điều hòa để thu được nồng độ 12,0 U/mL. Việc bổ sung $CaCl_2$ và NaCl giúp ổn định hoạt tính enzyme.

2.4. Đo định lượng α -amylase

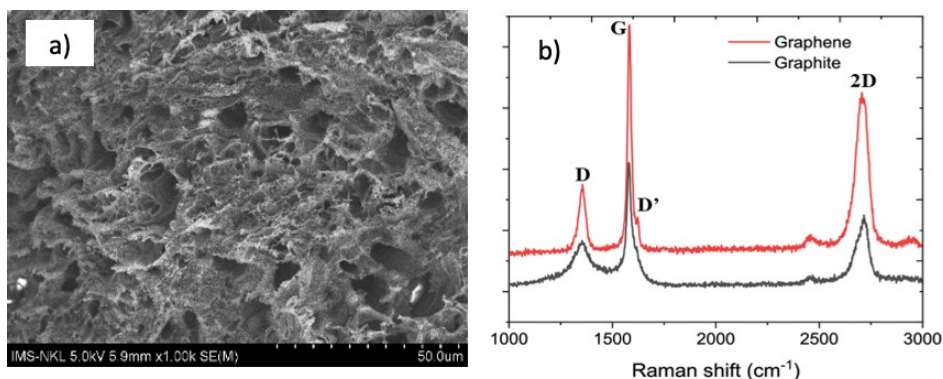
Phản ứng oxi-khử giữa kali ferricyanide và maltose được tối ưu trong sự có mặt của KOH tại bề điều nhiệt 40°C [25]. Với tỷ lệ mol maltose: $[Fe(CN)_6]^{3-}$ là 1 : 1, chúng tôi khảo sát tối ưu thời gian phản ứng và nồng độ KOH.

Tiếp theo, định lượng α -amylase được tối ưu như sau: Ủ các ống nghiệm chứa cùng thể tích 1,0 mL dung dịch tinh bột 1,0% trong bể điều nhiệt 40°C; thêm dung dịch α -amylase chuẩn với thể tích từ 0 đến 0,6 mL nồng độ 12,0 U/mL. Dung dịch điều hòa được bổ sung để đảm bảo tổng thể tích hỗn hợp phản ứng không đổi là 2,0 mL. Sau 10 phút ở 40°C, hút 0,5 mL hỗn hợp cho vào ống nghiệm chứa 0,1 mL $K_3[Fe(CN)_6]$ và 0,4 mL KOH 250,0 mmol/L. Hỗn hợp này được cho phản ứng trong 15 phút, sau đó được nguội về nhiệt độ phòng. Định lượng hoạt tính của α -amylase được đo thông qua phép đo dòng thời gian trên điện cực fPGE.

3. KẾT QUẢ VÀ BÀN LUẬN

3.1. Cấu trúc và hình thái học của graphene xốp trên fPGE

Hình thái và đặc tính hóa-lý của graphene trên đế PI được thể hiện trong **Hình 2**.



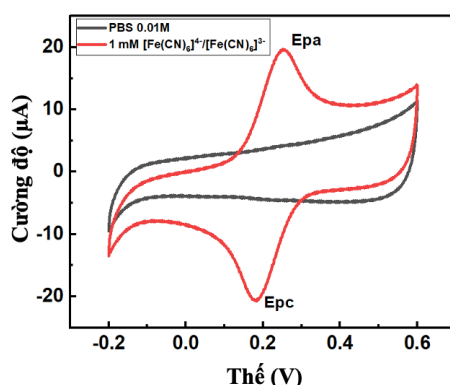
Hình 2. a) Ảnh SEM; b) phổ Raman của graphene xốp trên đế dẻo fPGE

Nghiên cứu này sử dụng kính hiển vi điện tử quét (SEM) và phổ Raman để khảo sát hình thái và đặc tính hoá-lý của graphene trên đế PI.

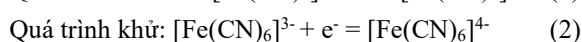
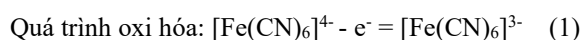
Hình 2a cho thấy mạng lưới lỗ xốp của graphene có kích thước lớn và được sắp xếp tốt. **Hình 2b** trình bày phổ Raman của vật liệu graphene, với ba đỉnh đặc trưng D, G và 2D, đều là các dấu hiệu nhận biết graphene. Đỉnh 2D ở vùng số sóng cao ($\sim 2700 - 2900 \text{ cm}^{-1}$) phản ánh tính trật tự của các lớp và cấu trúc đa lớp. Đỉnh G ($\sim 1620 \text{ cm}^{-1}$) cho thấy sự tương tác/tiếp xúc giữa các lớp graphene; sự xuất hiện của đỉnh này cũng củng cố thêm bằng chứng về cấu trúc graphene đa lớp. Nhờ các ưu thế nói trên, mạng lưới xốp lớn, có tổ chức và đặc trưng Raman phù hợp, vật liệu graphene này thuận lợi cho phát triển cảm biến sinh học, cho phép các chất phân tích dễ dàng thâm nhập qua lỗ xốp tới bề mặt graphene.

3.2 Tính chất điện hoá của Fpge

Trong điện hóa, để đánh giá khả năng hoạt động điện hóa (trao đổi electron) của một điện cực, người ta thường sử dụng cặp phức chất $[\text{Fe}(\text{CN})_6]^{4-}/[\text{Fe}(\text{CN})_6]^{3-}$ như một chất chỉ thị hoạt tính. Nếu cường độ peak càng cao và khoảng cách giữa hai đỉnh peak càng nhỏ thì tính chất điện hóa của điện cực đó càng tốt. Kết quả đo đường cong phân cực vòng (CV) của điện cực fPGE trong dung dịch đệm PBS có chứa $1,0 \text{ mM } [\text{Fe}(\text{CN})_6]^{4-}/[\text{Fe}(\text{CN})_6]^{3-}$ được thể hiện trên **Hình 3** (màu đỏ). Đường màu đen thể hiện đường CV của fPGE trong môi trường đệm không chứa $1,0 \text{ mM K}_4[\text{Fe}(\text{CN})_6]/\text{K}_3[\text{Fe}(\text{CN})_6]$, kết quả không có sự xuất hiện của peak trên đường này. Trên đường CV khi có mặt của $1,0 \text{ mM K}_4[\text{Fe}(\text{CN})_6]/\text{K}_3[\text{Fe}(\text{CN})_6]$ thì peak oxi hóa và khử là thể hiện của các phản ứng:



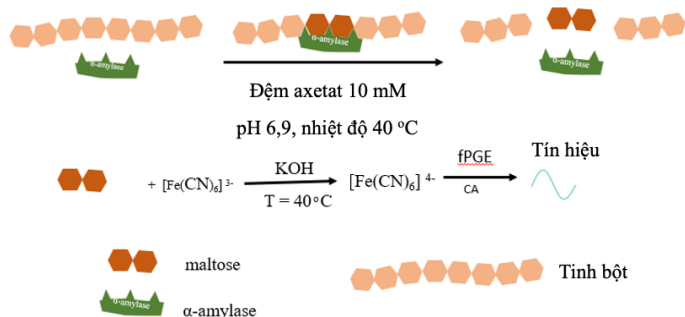
Hình 3. Đường CV trên điện cực fPGE với $1,0 \text{ mM K}_4[\text{Fe}(\text{CN})_6]/\text{K}_3[\text{Fe}(\text{CN})_6]$ trong môi trường đệm PBS $10,0 \text{ mM}$



Khoảng cách giữa 2 đỉnh peak trên đường CV của fPGE là 63,5 mV, rất gần với giá trị lí tưởng 59,0 mV cho cặp oxi hoá khử trao đổi 1 electron, và tỉ lệ giữa $I_{pa}:I_{pc} \sim 0,94$ (19,6 μA : 20,8 μA) chứng tỏ quá trình oxi hóa của cặp $[Fe(CN)_6]^{4-}/[Fe(CN)_6]^{3-}$ trên điện cực fPGE là một quá trình thuận nghịch [26, 27]. Điều này có nghĩa hoạt động điện hoá của điện cực fPGE xếp là rất tốt.

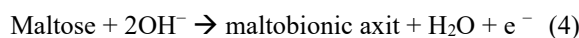
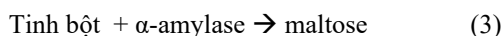
3.3. Tối ưu hoạt động của cảm biến phân tích α -amylase trên fPGE

Quá trình xúc tác thủy phân của α -amylase được mô tả trong **Hình 4**.

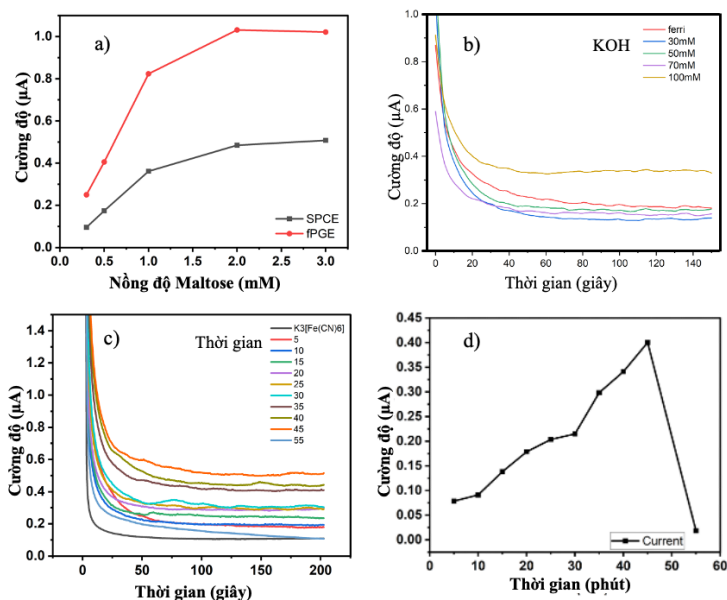


Hình 4. Mô tả quá trình xác định hoạt tính của α -amylase trong nghiên cứu này

Các phương trình (3), (4) và (5) mô tả α -amylase xúc tác thủy phân tinh bột thành maltose. Maltose là một đường khử, có khả năng khử $[Fe(CN)_6]^{3-}$ thành $[Fe(CN)_6]^{4-}$. Tỷ lệ cặp $[Fe(CN)_6]^{4-}/[Fe(CN)_6]^{3-}$ trong dung dịch tăng khi nồng độ $[Fe(CN)_6]^{3-}$ tăng, kéo theo dòng điện đo được tăng lên.



Lượng maltose tạo ra từ quá trình thủy phân tỷ lệ thuận với mức tăng cường độ dòng điện. Do đó, hàm lượng α -amylase trong nước bọt có thể được định lượng từ dòng điện đo được. Để xác định điều kiện tối ưu, chúng tôi khảo sát ảnh hưởng của nồng độ maltose, nồng độ KOH, thời gian phản ứng ở các bước của quá trình phân tích (**Hình 5**).



Hình 5. a) Ảnh hưởng của nồng độ maltose (0,3 mM đến 3,0 mM) lên độ nhạy của cảm biến fPGE và SPCE; b) Ảnh hưởng của nồng độ KOH (từ 30,0 đến 100,0 mM) lên quá trình khử $[Fe(CN)_6]^{3-}$; c) Đường dòng thời gian thu được khi khử $K_3[Fe(CN)_6]$ bằng tinh bột được thủy phân ở thời gian phản ứng khác nhau; d) Đồ thị mối quan hệ giữa cường độ dòng và thời gian phản ứng ở hình c.

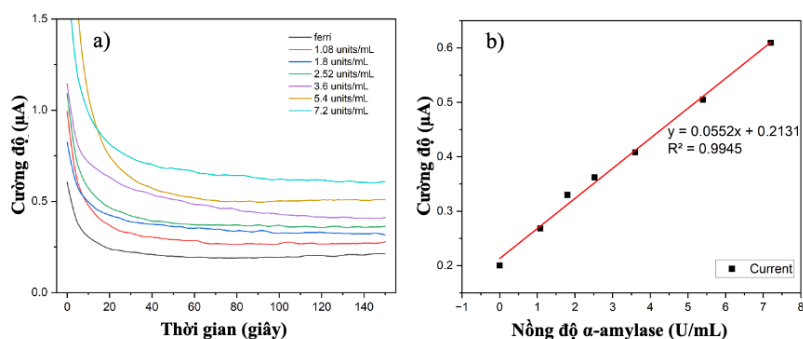
Hình 5a thể hiện cường độ dòng thu được khi cho $[\text{Fe}(\text{CN})_6]^{3-}$ 1,0 mM phản ứng với maltose (0,3 - 3,0 mM) trong môi trường KOH 100,0 mM, được đo trên SPCE (screen-printed carbon electrode) và fPGE. Kết quả cho thấy khi nồng độ maltose đạt 2,0 mM thì cường độ dòng đạt bão hoà trên cả hai điện cực. Trong khoảng nồng độ này, fPGE cho tín hiệu dòng 0,26 - 1,04 μA , trong khi SPCE chỉ đạt 0,12 - 0,52 μA . Kết quả này cho thấy fPGE cho độ nhạy cao gấp 2 lần so với SPCE. Như vậy, fPGE thể hiện sự cải thiện đáng kể và đầy hứa hẹn. Sự cải thiện này được quy cho diện tích bề mặt xốp lớn hơn của fPGE so với SPCE, dẫn đến dòng đo cao hơn và độ nhạy tăng.

Việc sử dụng maltose như đường khử chịu ảnh hưởng mạnh bởi pH, vốn phụ thuộc vào nồng độ KOH. Như thể hiện ở **Hình 5b**, cường độ dòng thay đổi không nhiều khi nồng độ KOH nằm trong khoảng 30,0 - 70,0 mM. Ở 100,0 mM, dòng tăng mạnh chứng tỏ phản ứng khử $[\text{Fe}(\text{CN})_6]^{3-}$ bởi maltose diễn tiến rất tốt ở điều kiện này. Có thể quan sát được sự khác biệt giữa cường độ dòng ở điều kiện phản ứng KOH 100 mM với các nồng độ khác. Mức phân tách này đủ để phân biệt rõ tín hiệu. Do đó, tất cả các thí nghiệm tiếp theo được thực hiện ở điều kiện KOH 100,0 mM.

Theo định nghĩa trong điều kiện chuẩn, 1,0 U/mL α -amylase có thể giải phóng 1,0 mg maltose từ tinh bột sau mỗi 3 phút. Thời gian để α -amylase thủy phân tinh bột được khảo sát nhằm bảo đảm lượng maltose tạo thành đủ để ghi nhận tín hiệu khi $[\text{Fe}(\text{CN})_6]^{3-}$ được khử thành $[\text{Fe}(\text{CN})_6]^{4-}$. Để tối ưu thời gian phản ứng cho quá trình khử $\text{K}_3[\text{Fe}(\text{CN})_6]$, chúng tôi cố định thời gian thủy phân tinh bột ở 10 phút và khảo sát biến thiên thời gian phản ứng. Kết quả tín hiệu được trình bày ở **Hình 5c, 5d**. Khi thời gian phản ứng tăng từ 5 lên 45 phút, dòng tăng tương ứng từ 0,07 μA lên 0,40 μA , và đạt bão hoà ở khoảng 55 phút. Sau 15 phút, cường độ dòng tăng thêm 0,14 μA , cho thấy mức chuyển hoá đáng kể của $\text{K}_3[\text{Fe}(\text{CN})_6]$. Để tránh bão hoà và duy trì thời gian đáp ứng phù hợp của cảm biến, quá trình oxy hoá/khử được ủ 15 phút trước khi đo.

3.4. Hoạt động của cảm biến trên fPGE khi phân tích α -amylase

Hình 6b trình bày đường chuẩn cho thấy mối tương quan tuyến tính giữa dòng, xác định tại giá trị thời gian 100 s và nồng độ α -amylase: khoảng tuyến tính 1,08 - 7,2 U/mL, với phương trình: Cường độ dòng (μA) = $0,0552 \times \text{nồng độ } \alpha\text{-amylase (U/mL)} + 0,2131$ và hệ số tương quan $R^2 = 0,9945$. Trong khoảng tuyến tính này, độ nhạy ước tính $0,0552 \mu\text{A} \cdot (\text{U/mL})^{-1}$. Giới hạn phát hiện (LOD) đạt 0,61 U/mL theo quy ước $S/N = 3$.



Hình 6. Đường dòng thời gian khi nồng độ α -amylase được thay đổi (từ 1,08 đến 7,2 U/mL); b) Đường chuẩn mối quan hệ giữa cường độ dòng điện và nồng độ α -amylase với đường hồi quy tuyến tính tương ứng.

Bảng 1. So sánh phương pháp đề xuất với các phương pháp hiện có dùng để phát hiện α -amylase đã công bố trong tài liệu, bao gồm kỹ thuật, nền tảng cảm biến, và giới hạn phát hiện (LOD).

Nền tảng cảm biến	Kỹ thuật đo	LOD, U.mL ⁻¹	Khoảng làm việc (U.mL ⁻¹)	Tài liệu tham khảo
Modified SPE	Amperometry	0,02	0,06 - 0,84	[29]
Modified SPE	Amperometry	5,0	5,0 - 250	[30]
Test Strip	Glucometer	0,02	0 - 1,0	[31]
SPE	Potentiometry	0,12	30,0 - 1000	[32]
SPCE	Amperometry	1,1	100,0 - 1200,0	[28]
fPGE	Amperometry	0,61	1,0 - 7,2	NCN

*SPE: Screen-printed electrode; SPCE: Screen-printed carbon electrode.

So sánh giữa các giá trị thu được trong nghiên cứu này và tài liệu trước đây được trình bày ở **Bảng 1**. Lưu ý rằng các nghiên cứu trước đòi hỏi điều kiện phản ứng nhiệt độ cao và biến tính hoá học phức tạp. Ngược lại, công trình này không cần bất kỳ biến tính bề mặt nào trên điện cực tương tự, nhưng vẫn đạt độ nhạy cao hơn và LOD thấp hơn đáng kể so với Paulo T. Garcia et al. [28].

4. KẾT LUẬN

Nghiên cứu này giới thiệu một kỹ thuật đơn giản để phát hiện và định lượng hoạt tính α -amylase bằng cảm biến điện hoá thu nhỏ với phép đo ampe (chronoamperometry). Việc tối ưu các biến số (thời gian phản ứng, độ kiềm) cho phép định lượng hoạt tính α -amylase ở nồng độ thấp tới 1,08 U/mL, với giới hạn phát hiện (LOD) đạt 0,61 U/mL và độ nhạy 0,0552 $\mu\text{A}/(\text{U}/\text{mL})$. Điện cực fPGE có độ xốp cao được chế tạo bằng kỹ thuật khắc laser trên nền polymer thương mại theo một bước duy nhất, giúp giảm chi phí và đơn giản hóa quy trình. Cảm biến được phát triển trong nghiên cứu này có chi phí thấp, thiết bị đo đơn giản, và hiệu năng đáp ứng yêu cầu cho ứng dụng phát hiện α -amylase trong công nghiệp thực phẩm, dân dụng và tại những nơi có kinh tế khó khăn thiếu thốn phương tiện kỹ thuật phân tích.

LỜI CẢM ƠN

Công trình này được thực hiện với sự tài trợ của Bộ KHCN thông qua đề tài mã số ĐTĐL.CN-110.21

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. M. J. Van Der Maarel, B. Van der Veen, J. C. Uitdehaag, H. Leemhuis, and L. Dijkhuizen, "Properties and applications of starch-converting enzymes of the α -amylase family," *Journal of biotechnology*, vol. 94, no. 2, pp. 137-155, 2002.
- [2]. R. Gupta, P. Gigras, H. Mohapatra, V. K. Goswami, and B. Chauhan, "Microbial α -amylases: a biotechnological perspective," *Process biochemistry*, vol. 38, no. 11, pp. 1599-1616, 2003.
- [3]. P. M. d. Souza, "Application of microbial α -amylase in industry-A review," *Brazilian journal of microbiology*, vol. 41, pp. 850-861, 2010.
- [4]. R. Parés Viader et al., "Optimization of beer brewing by monitoring α -amylase and β -amylase activities during mashing," *Beverages*, vol. 7, no. 1, p. 13, 2021.
- [5]. Y.-H. Zhou et al., "Nanotechnology for food safety and security: A Comprehensive Review," *Food Reviews International*, vol. 39, no. 7, pp. 3858-3878, 2023.
- [6]. Y. Chen et al., "Influence of amylase addition on bread quality and bread staling," *ACS Food Science & Technology*, vol. 1, no. 6, pp. 1143-1150, 2021.
- [7]. K. H. Nam, "Glucose isomerase: functions, structures, and applications," *Applied Sciences*, vol. 12, no. 1, p. 428, 2022.
- [8]. A. Bušić et al., "Bioethanol production from renewable raw materials and its separation and purification: a review," *Food technology and biotechnology*, vol. 56, no. 3, pp. 289-311, 2018.
- [9]. F. N. Niyonzima and S. S. More, "Detergent-compatible bacterial amylases," *Applied biochemistry and biotechnology*, vol. 174, no. 4, pp. 1215-1232, 2014.
- [10]. G. A. Tochetto, A. M. I. Aragao, D. de Oliveira, and A. P. S. Immich, "Can enzymatic processes transform textile processes? A critical analysis of the industrial application," *Process Biochemistry*, vol. 123, pp. 27-35, 2022.
- [11]. N. Chand, R. H. Sajedi, A. S. Nateri, K. Khajeh, and M. Rassa, "Fermentative desizing of cotton fabric using an α -amylase-producing *Bacillus* strain: Optimization of simultaneous enzyme production and desizing," *Process Biochemistry*, vol. 49, no. 11, pp. 1884-1888, 2014.
- [12]. N. Takai, M. Yamaguchi, T. Aragaki, K. Eto, K. Uchihashi, and Y. Nishikawa, "Effect of psychological stress on the salivary cortisol and amylase levels in healthy young adults," *Archives of oral biology*, vol. 49, no. 12, pp. 963-968, 2004.
- [13]. J. P. Sánchez-Navarro, E. F. Maldonado, J. M. Martínez-Selva, A. Enguix, and C. Ortiz, "Salivary alpha-amylase changes promoted by sustained exposure to affective pictures," *Psychophysiology*, vol. 49, no. 12, pp. 1601-1609, 2012.
- [14]. M. Yamaguchi et al., "Hand-held monitor of sympathetic nervous system using salivary amylase activity and its validation by driver fatigue assessment," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 21, no. 7, pp. 1007-1014, 2006.

- [15]. T. Ohtomo, S. Igarashi, and Y. Takagai, "Flow Injection Spectrophotometric Analysis of Human Salivary α -Amylase Activity Using an Enzyme Degradation of Starch–Iodine Complexes in Flow Channel and Its Application to Human Stress Testing," *Biological and Pharmaceutical Bulletin*, vol. 36, no. 11, pp. 1857-1861, 2013.
- [16]. M. Yamaguchi, T. Kanemori, M. Kanemaru, N. Takai, Y. Mizuno, and H. Yoshida, "Performance evaluation of salivary amylase activity monitor," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 20, no. 3, pp. 491-497, 2004.
- [17]. V. G. Battershell and R. J. Henry, "High-performance liquid chromatography of α -amylases from germinating wheat and complexes with the α -amylase inhibitor from barley," *Journal of Cereal Science*, vol. 12, no. 1, pp. 73-81, 1990,
- [18]. Z. Zhang, W. R. Seitz, and K. O'Connell, "Amylase substrate based on fluorescence energy transfer," *Analytica Chimica Acta*, vol. 236, pp. 251-256, 1990.
- [19]. E. Svens, K. K  pyaho, P. Tanner, and T. Weber, "Immunocatalytic assay of pancreatic alpha-amylase in serum and urine with a specific monoclonal antibody," *Clinical chemistry*, vol. 35, no. 4, pp. 662-664, 1989.
- [20]. N. Saka  , M. Sak-Bosnar, M. Horvat, D. Maduni  -  a  i  , A. Szechenyi, and B. Kovacs, "A new potentiometric sensor for the determination of α -amylase activity," *Talanta*, vol. 83, no. 5, pp. 1606-1612, 2011.
- [21]. L. Zajoncov  , M. J  lek, V. Beranov  , and P. Pe  , "A biosensor for the determination of amylase activity," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 20, no. 2, pp. 240-245, 2004.
- [22]. J. Lin et al., "Laser-induced porous graphene films from commercial polymers," *Nature communications*, vol. 5, no. 1, pp. 1-8, 2014.
- [23]. N. Le et al., "Non-enzymatic electrochemical sensor based on ZnO nanoparticles/porous graphene for the detection of hypoxanthine in pork meat," *AIP Advances*, vol. 14, no. 2, 2024.
- [24]. P. Van Dat, P. H. Thuong, N. Van Anh, N. Van Thuc, and N. X. Viet, "In-situ graphene modified pencil graphite electrode for the simultaneous electrochemical detection of ascorbic acid, dopamine and uric acid," *Results in Chemistry*, p. 102617, 2025.
- [25]. P. T. Garcia, L. N. Guimar  es, A. A. Dias, C. J. Ulhoa, and W. K. T. Coltro, "Amperometric detection of salivary α -amylase on screen-printed carbon electrodes as a simple and inexpensive alternative for point-of-care testing," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 258, pp. 342-348, 2018.
- [26]. A. J. Bard, L. R. Faulkner, and H. S. White, *Electrochemical methods: fundamentals and applications*. John Wiley & Sons, 2022.
- [27]. R. L. McCreery, "Advanced carbon electrode materials for molecular electrochemistry," *Chemical reviews*, vol. 108, no. 7, pp. 2646-2687, 2008.
- [28]. P. T. Garcia, L. N. Guimar  es, A. A. Dias, C. J. Ulhoa, and W. K. Coltro, "Amperometric detection of salivary α -amylase on screen-printed carbon electrodes as a simple and inexpensive alternative for point-of-care testing," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 258, pp. 342-348, 2018.
- [29]. Z. Chao-Shi, Z. Mi, X. Guo-Ming, L. Peng, and X. Hua-Jian, "Preparation of disposable saliva α -amylase biosensor," *Chinese Journal of Analytical Chemistry*, vol. 36, no. 9, pp. 1217-1220, 2008.
- [30]. M. Mahosenaho, F. Caprio, L. Micheli, A. M. Sesay, G. Palleschi, and V. Virtanen, "A disposable biosensor for the determination of alpha-amylase in human saliva," *Microchimica Acta*, vol. 170, no. 3, pp. 243-249, 2010.
- [31]. Q. Wang et al., "A sensitive one-step method for quantitative detection of α -amylase in serum and urine using a personal glucose meter," *Analyst*, vol. 140, no. 4, pp. 1161-1165, 2015.
- [32]. L. Zhang, W. Yang, Y. Yang, H. Liu, and Z. Gu, "Smartphone-based point-of-care testing of salivary α -amylase for personal psychological measurement," *Analyst*, vol. 140, no. 21, pp. 7399-7406, 2015.