

# 전도성 고분자 Polyaniline-Polypyrrole의 폴리아로마틱 복합체로 개질된 샤프심 전극의 비효소적 글루코스 검출 성능

송민정<sup>†</sup>

서경대학교 나노융합공학과  
02713 서울시 성북구 서경로 124  
(2025년 10월 27일 접수, 2025년 12월 1일 수정본 접수, 2026년 1월 26일 채택)

## Non-enzymatic Glucose Sensing Performance of a Pencil Graphite Electrode Modified with a Polyaromatic Composite of Polyaniline-polypyrrole

Min-Jung Song<sup>†</sup>

Department of Nano Convergence Engineering, Seokyeong University, 124 Seokyeong-ro, Sungbuk-gu, Seoul, 02713, Korea  
(Received 27 October 2025; Received in revised from 1 December 2025; Accepted 26 January 2026)

### 요 약

본 연구에서는 샤프심 전극(pencil graphite electrode; PGE)과 전도성 고분자(conducting polymer)인 폴리아닐린(Polyaniline; PANI)와 폴리피롤(Polypyrrole; PPy)의 폴리아로마틱 복합체(polyaromatic composite)를 접목하여 전극 소재를 개발하고 비효소적 글루코스에 대한 검출 성능을 분석하였다. PANI-PPy 복합체는 전처리된 PGE 표면에 전기화학적 중합법을 통해 직접 합성되었으며, 제작된 PANI/PPy/PGE 전극의 전기화학적 특성은 순환전압 전류법(CV)과 전기화학 임피던스(EIS) 분석법, 시간대전류법(CA)을 이용하여 분석되었다.  $\pi$ -전자가 풍부한 전도성 고분자 PANI와 PPy의 시너지 효과에 의해 효율적인 전자전달과 향상된 전도도, 넓은 유효면적 등 전기화학적 특성과 기계적 안정성이 향상되었다. 이런 특성들 덕분에 PANI/PPy/PGE 전극 기반의 비효소적 글루코스 센서는 저농도 선형 농도 구간(0.012~0.089 mM)과 고농도 구간(0.668~6.67 mM)에서 각각 682.76  $\mu\text{A}/\text{mM}\cdot\text{cm}^2$ 와 87.13  $\mu\text{A}/\text{mM}\cdot\text{cm}^2$ 의 감도를 보이며, 금속 사용 없이도 전기화학적 센싱 성능이 개선되었다. 본 연구를 기반으로 다양한 표면 개질을 통해 저비용, 고성능 일회용 전극 소재 및 센서 개발에 효과적으로 응용될 수 있을 것으로 기대된다.

**Abstract** – We developed an electrode material by integrating a pencil graphite electrode (PGE) with a polyaromatic composite of conductive polymers polyaniline (PANI) and polypyrrole (PPy), and analyzed its detection performance for non-enzymatic glucose. The PANI-PPy composite was directly synthesized on the pretreated PGE surface via electrochemical polymerization. The electrochemical properties of the fabricated PANI/PPy/PGE electrode were analyzed using cyclic voltammetry (CV), electrochemical impedance spectroscopy (EIS), and chronoamperometry (CA). The synergistic effects of  $\pi$ -electron-rich conductive polymers PANI and PPy resulted in improved electrochemical properties such as efficient electron transfer, enhanced conductivity, large effective surface area, and improved electrochemical and mechanical stability. Due to these characteristics, the non-enzymatic glucose sensor based on the PANI/PPy/PANI electrode exhibited sensitivities of 682.76  $\mu\text{A}/\text{mM}\cdot\text{cm}^2$  and 87.13  $\mu\text{A}/\text{mM}\cdot\text{cm}^2$  in the low-concentration linear range (0.012–0.089 mM) and high-concentration range (0.068–6.67 mM), respectively. Consequently, the developed electrode demonstrated improved electrochemical sensing performance for non-enzymatic glucose detection without the use of metals. Based on this study, it is expected to be effectively applicable to the development of low-cost, high-performance disposable electrode materials and sensors through various surface modifications.

Key words: pencil graphite electrode, polyaromatic composite of conducting polymer, polypyrrole, polyaniline, non-enzymatic sensor, glucose

### 1. 서 론

대부분의 의료 현장에서는 환자 간의 교차 감염 위험 방지 등 위생적이고 안전한 진료 환경을 조성하기 위해 사용 후 즉각 폐기하는 일회용 센서의 사용이 불가피한 상황이다. 의료용 진단 센서 개발에

<sup>†</sup>To whom correspondence should be addressed.

E-mail: mjsong@skuniv.ac.kr

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

있어 빠르고 정확한 분석도 중요하지만, 경제성이 담보되어야 의료 현장 전반에 보급이 가능해진다. 따라서, 일회용 센서의 대량 생산과 비용 절감을 위해서는 저가의 전극 소재 개발이 필요하다.

특히 현재 상용화되고 있는 대부분의 글루코스 센서는 효소 기반 방식으로, 높은 선택성과 감도를 구현하고 있다. 그러나, 이런 효소 기반 센서는 효소의 열적, 화학적 불안정성, 변성 및 활성 저하, 효소 고정화에 따른 복잡한 제조 공정, 높은 비용 등의 문제점으로 장기적인 안정성과 재현성 확보에 어려움이 있다[1,2]. 이러한 한계를 극복하기 위해 효소를 사용하지 않고 전극 표면에서 글루코스를 직접 전기화학적으로 산화시키는 비효소적 글루코스 센서 개발에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 비효소적 센서는 효소 기반 센서보다 뛰어난 안정성과 간단한 제조 공정, 저렴한 생산 비용 등의 장점을 가지며, 이런 센서의 성능은 전극 재료의 전기화학적 특성에 크게 의존한다. 초기 비효소적 센서들은 주로 백금(Pt), 금(Au)과 같은 귀금속을 전극 물질로 사용하여 우수한 전기촉매 활성을 보였으나, 높은 가격과 표면 오염 문제로 상용화에 제한적이었다. 이에 대안으로 구리(Cu), 니켈(Ni), 코발트(Co) 등 전이금속, 금속 산화물 및 합금 등이 전극 물질로 사용되고 있으나, 이들의 낮은 전도성과 복잡한 합성 과정은 여전히 해결해야 할 과제로 남아 있다[3-5].

최근에는 이러한 금속 기반 물질들의 한계를 보완하고 센서의 성능을 향상시키기 위해 전도성 고분자가 유망한 전극 물질로 각광받고 있다. 전도성 고분자는 고유한  $\pi$ -공액 구조를 통해 우수한 전기 전도성을 나타내며, 넓은 비표면적, 뛰어난 생체 적합성, 간단한 전기화학적 중합(electrochemical polymerization)을 통한 용이한 합성이 가능하다는 장점이 있다. 특히 PANI와 PPy는 대표적인 전도성 고분자로서, 높은 전도성과 구조적 유연성, 가속화된 전자 이동, 향상된 전기촉매 활성, 안정성 등 우수한 전기화학적 특성을 보이며 알칼리성 매질에서 글루코스 산화에 대해 높은 전기촉매 활성을 보이는 것으로 보고되고 있다. 전도성 고분자 PANI-PPy의 결합은 작은 유효 전자질량, 긴 캐리어 평균 자유 경로, 그리고 높은 이방성 페르미면에서 기인하는 독특한 물리화학적 및 전기적 특성을 가지며,  $\pi$ -전자가 풍부한 PANI-PPy 폴리아로마틱 조합은 전도성, 낮은 이온화에너지, 높은 전자 친화성, 독특한 전도 메커니즘, 산소와 물에 장기간 접촉하더라도 뛰어난 환경적 안정성과 같은 고유한 전자 특성을 제공하는 등 각 고분자의 장점이 시너지 효과를 발휘하여 전자 이동 효율을 높이고 기계적 안정성을 향상시킬 수 있다[6-8]. 또한, 우리가 주변에서 저렴한 가격에 쉽게 구할 수 있는 샤프심은 탄소로 이루어진 높은 다공성의 흑연 물질(pencil graphite electrode; PGE)로, 일회용 센서의 전극 소재로 각광받고 있다. 그러나, 샤프심 자체에는 흑연 뿐 아니라 점토, 접합제 등도 함께 포함되어 낮은 전기화학적 특성을 보이기 때문에 다양한 표면 개질 및 3차원 나노구조체 도입을 통해 전극의 성능 개선을 위한 다양한 연구들이 시도되고 있다[9-11].

본 연구에서는 저렴하고 쉽게 구할 수 있는 샤프심을 전극 물질로 사용하고 그 표면에 PANI와 PPy 전도성 고분자 복합체를 접착하여 PANI/PPy/PGE 전극을 제작하고, 이 전극에 대한 전기화학적 특성과 이를 활용한 비효소적 글루코스 센서의 성능을 조사하였다.

## 2. 실험

### 2-1. 실험 재료

본 연구에서는 HB 샤프심(지름 0.5 mm, 길이 60.0 mm, Jedo plus,

Korea)을 작업 전극 물질로 사용하였으며, 시그마-알드리치 코리아(Sigma-Aldrich, Korea)으로부터 D-글루코스(D-glucose)과 아스코르브산(ascorbic acid), L-시스테인(L-cysteine), 도파민(dopamine), 락토스(lactose), 아닐린(aniline)을 공급받았다. 또한, 삼전순약(Samchun Chemical, Gyeonggi-do, Korea)에서 페리시안화칼륨( $K_3Fe(CN)_6$ )과 페로시안화칼륨( $K_4Fe(CN)_6$ ), 수산화나트륨(NaOH), 에탄올( $C_2H_5OH$ ), 염산(HCl), 황산( $H_2SO_4$ )을 구입하였다.

모든 전기화학 실험은 PGE 기반 작업전극과 Pt wire 상대전극, Ag/AgCl 기준전극의 전기화학적 3전극 셀 시스템을 구성하고, CompactStat instrument (Ivium technologies, Eindhoven, Netherlands) 장치를 이용하여 시간대전류법(chronoamperometry; CA)과 순환전압전류법(cyclic voltammetry; CV), 전기화학 임피던스 분광법(Electrochemical impedance spectroscopy, EIS)을 통해 측정하였다. 합성된 PGE 기반 전극은 FE-SEM/EDS (Hitachi S-4800, Tokyo, Japan)을 이용하여 전극 표면의 형태(morphology)와 화학적 조성을 분석하였다.

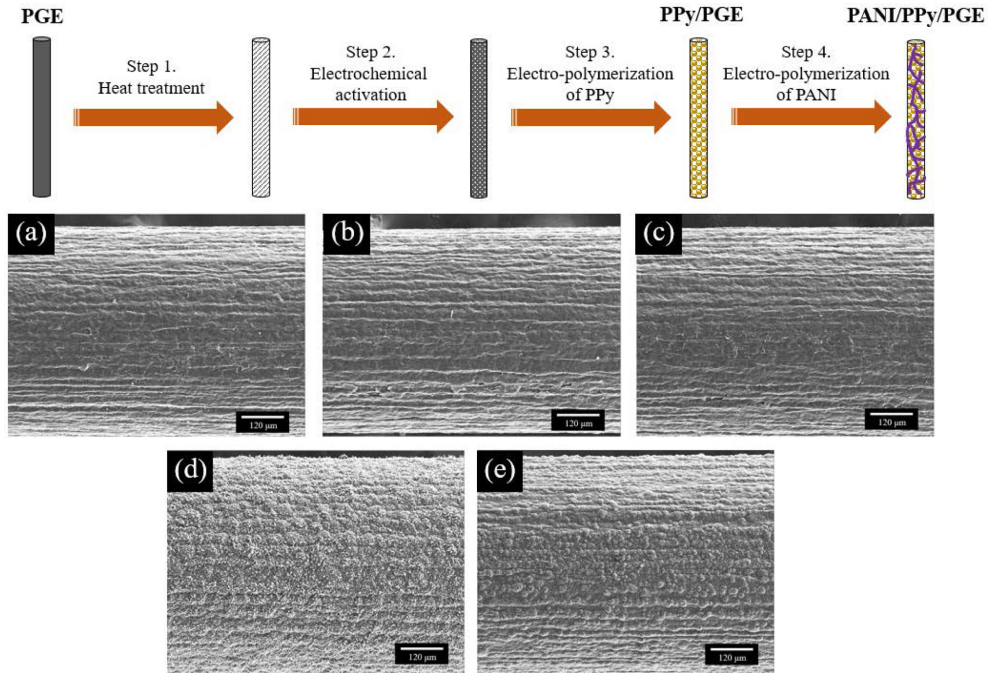
### 2-2. 실험 방법

Figure 1은 PANI/PPy/PGE 전극의 제작 과정과 이 전극에 대한 각 단계별 SEM 이미지를 보여준다. 시판되는 샤프심(bare PGE)은 전극 물질로 사용하기 위해 열처리와 표면 활성화 공정 처리 후 사용하였다. 400°C의 전기로(furnace)에서 bare PGE를 20분 동안 열처리한 후, 0.1 M HCl을 포함한 에탄올 용액에서 15분 동안 초음파 처리(sonication)를 통해 샤프심에 함유되어 있는 점토 및 접착제 성분들을 제거하였다(step 1). 열처리된 PGE는 순환전압전류법(CV)을 이용하여 0.1 M NaOH 수용액에서 -0.4 V ~ +1.0 V의 전압을 가하여 50 mV/s의 주사 속도(scan rate) 하에서 7 cycles 진행하여 전기화학적 전처리를 수행하였고, 이를 증류수로 세척 후 상온에서 건조하여 작업 전극 샘플을 준비하였다(step 2).

PANI/PPy/PGE 전극은 전처리된 PGE 표면 위에 2종의 전도성 고분자인 PPy와 PANI를 전기화학적 중합을 통해 순차적으로 합성하였다. PPy 층은 시간대전류법(CA)으로 0.1 M pyrrole과 0.1 M  $LiClO_4$ 의 혼합용액에서 800 s 동안 +0.8 V의 전압을 가하여 합성되었고(step 3), PANI 층은 0.2 M  $H_2SO_4$ 와 0.1 M aniline의 혼합용액에서 순환전압전류법(CV)을 통해 -0.4 V ~ +0.8 V의 범위 내 50 mV/S의 주사속도 조건으로 20 cycles 수행하여 합성한 후, 증류수로 세척하고 40°C 오븐에서 12시간 건조하여 최종 PANI/PPy/PGE 전극이 제작되었다(step 4).

## 3. 결과 및 고찰

Figure 1에서 bare PGE는 약 594  $\mu m$ 의 두께와 비교적 매끄러운 표면을 보이고(a), 열처리된 PGE는 bare PGE에 비해 두께가 약간 감소하고 표면의 거칠기(roughness)는 증가하였다(b). 이는 열처리에 의해 샤프심 내 점토 및 접합제 성분이 제거되고 구조가 정리되면서 수축한 것으로 사료된다. 전기화학적 활성화된 PGE는 열처리된 PGE의 두께와 별 차이는 없으나 전기화학적 처리에 의해 전극 표면에 미세하게 식각(etching)되면서 흡집을 만들어 반응기 일어날 수 있는 활성 자리(active site)를 제공하고 다음 단계의 전도성 고분자 PPy가 전극 표면에 더 잘 부착될 수 있도록 한다(c). PPy/PGE는 표면에 작고 둥근 입자들이 서로 뭉쳐서 울퉁불퉁한 형태로

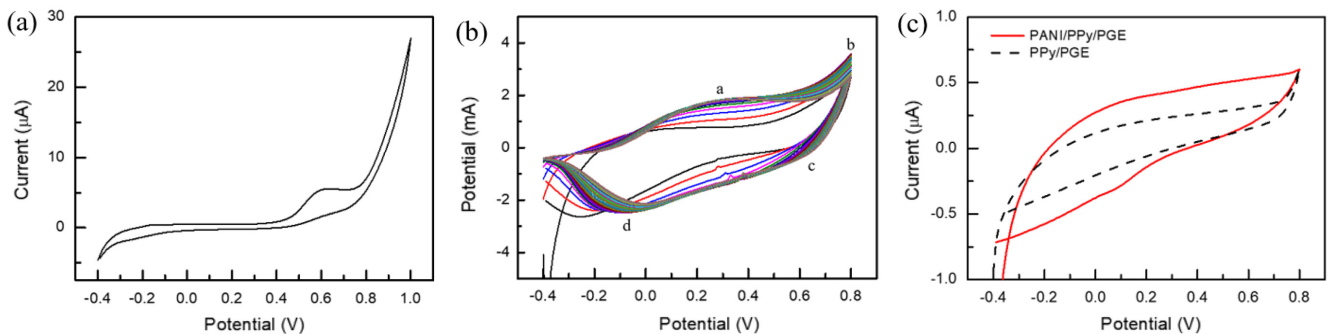


**Fig. 1.** Schematic illustration of PANI/PPy/PGE preparation and SEM images at each step: (a) bare PGE, (b) heat-treated PGE, (c) electrochemically activated PGE, (d) PPy/PGE, (e) PANI/PPy/PGE. Scale bar: 120 μm.

완전히 덮여 있는 것을 확인할 수 있다(d). 이런 구상(globular) 또는 입자형(granular) 구조는 PPy의 전형적인 형태로, PPy 고분자가 성공적으로 전극 표면에 코팅되었음을 보여준다. PANI/PPy/PGE는 PPy/PGE에서의 PPy 층과 다르게 가늘고 긴 가닥들이 서로 얽히고 설켜서 그물망(network) 같은 구조를 이루고 있다(e). 이런 섬유상(fibrous) 또는 나노섬유(nanofiber) 네트워크 구조는 특정 조건에서 PANI가 갖는 전형적인 형태로서, 최종 PANI 고분자 층이 잘 형성된 것을 확인할 수 있다[12-14].

Figure 2(a)는 열처리된 PGE 전극에 대한 전기화학적 활성 과정에서의 CV diagram이다. 약 +0.6 V에서 뚜렷한 산화 피크는 관찰되지만 환원 피크는 보이지 않는 비가역적 과정이다. 이 산화 피크는 전극 표면의 산화에 의해 활성화 작용기 생성을 의미한다. 일반적으로 알칼리성 조건에서 양(+)의 전위가 가해지면 전극 표면의 탄소(C)가 수산화 이온(OH<sup>-</sup>)과 반응하여 C-OH나 C=O, -COOH와 같은 산소를 포함하는 활성화 작용기가 형성되고, 이렇게 생성된 산소 작용기들은 전극의 표면적을 넓히고 친수성을 증가시키며 전자 전달 속도를 높여 전극의 전기화학적 특성을 향상시키는 역할을

한다. 그리고, 약 +0.8 V 이상에서 전류의 급격한 증가는 산소 발생에 의한 것으로, 전해질 용액의 물(H<sub>2</sub>O) 또는 수산화 이온(OH<sup>-</sup>)이 산화되어 산소 기체(O<sub>2</sub>)를 발생시키기 때문이다. 따라서, 이런 활성화 과정은 표면 개질을 통해 전극의 전기화학적 성능을 향상시킬 수 있는 영구적·비가역적인 전처리 공정이다[15]. Fig. 2(b)는 PPy/PGE 전극 표면에서 아닐린 모노머의 전기화학적 중합에 대한 CV diagrams이다. 두 쌍의 산화-환원 피크(redox peaks)가 관찰되며 사이클 수가 증가할수록 전류값이 꾸준히 증가한다. 이는 아닐린 모노머가 전극 표면에서 비가역적으로 산화되어 생성된 라디칼 양이온(radical cation)들이 서로 결합하여 폴리아닐린 사슬로 성장하여 중합되고, 사이클이 반복되면서 전도성을 띤 폴리아닐린 박막으로 성장하는 것을 나타낸다. 일반적으로 PANI는 산화상태에 따라 완전 산화형(pernigraniline; PN)과 부분 산화형(emeraldine), 완전 환원형(leucoemeraldine base; LB)의 3가지 유형으로 나뉘고, 이들 중 부분 산화형 구조는 탈양성자화된 에머랄딘 베이스(emeraldine base; EB, 청색)와 전도성 상태인 에머랄딘 솔트(emeraldine salt; ES, 녹색)의 두 가지 형태를 갖으며 pH 조절을 통해 서로 변환될



**Fig. 2.** Cyclic voltammograms of the modified PGE electrodes: (a) heat-treated PGE electrode in 0.1 M NaOH solution, (b) PPy/PGE electrode in 0.2 M H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> solution containing 0.1 M aniline, and (c) PPy/PGE and PANI/PPy/PGE electrodes in 0.1 M NaOH solution.

수 있는 가변적인 상태로 존재한다. 그래프에서 산화-환원 피크들 중 첫번째 피크인 a와 b는 각각 양성자 도핑(proton doping)/탈도핑(dedoping)에 의한 가역 반응으로 LB에서 ES로의 전환과 ES에서 LB로의 환원을 나타낸다. 또한, 두번째 산화-환원 피크인 b와 c는 각각 ES에서 PN으로의 완전 산화와 PN에서 ES로의 환원을 나타내며, 이 과정은 ES 상태에서 페니그라닐린 형태(permigraniline form)로의 전환을 의미한다[16,17]. Fig. 2(c)는 PANI/PPy/PGE 전극에서 PANI의 효과를 확인하기 위해 PANI layer 형성 전과 후의 CV diagrams으로, 0.1 M NaOH 용액에서 50 mV/s의 주사속도로 측정된 결과이다. PANI/PPy/PGE 전극이 PPy/PGE 전극보다 더 높은 전류 수준(current level)을 보이며, 이로부터 PPy/PGE 표면에 PANI 층이 잘 형성된 것을 확인할 수 있다.

Figure 3(a)는 주사속도 변화에 따른 PANI/PPy/PGE 전극에서의 피크 전류(peak current) 값을 plot한 것이다. 이 실험은 10 mM K<sub>3</sub>Fe(CN)<sub>6</sub>를 포함한 3 M KCl 용액에서 다양한 주사속도 하 측정되었다. PANI/PPy/PGE 전극에서 주사속도의 제곱근( $n^{1/2}$ )과 피크 전류( $I_p$ )는 서로 선형 비례 관계에 있으며, 이는 전극에서 거의 가역적 전기화학 반응이 일어나고 주로 표면 확산에 의해 반응속도가 제어된다는 것을 의미한다[18]. 그리고 이 그래프에서의 기울기(slope)는 피크 전류와 주사속도의 제곱근 간의 비( $I_p/n^{1/2}$ )를 나타내며, Randles-Seveik equation [19]에서 유효 표면적(effective surface area; A)은 이 기울기( $I_p/n^{1/2}$ )와 비례 관계에 있다. Fig. 3(a)에서 그래프의 기울기 값이 약 0.1178 (correlation coefficient,  $R^2 = 0.9921$ )이며, 이로부터 PANI/PPy/PGE 전극의 유효 표면적은 대략 3.797 cm<sup>2</sup> 정도로 계산된다. 이는 실험에 사용된 샤프심( $\phi$  0.5 mm × 1 cm)의 겉보기 표면적(physical surface area)이 약 0.1571 cm<sup>2</sup>인 것에 비해

약 24.17배 정도의 면적 증가 효과를 확인할 수 있다.

PANI/PPy/PGE 전극에 대한 전기화학적 특성 분석을 위해 5 mM K<sub>3</sub>[Fe(CN)<sub>6</sub>]/K<sub>4</sub>[Fe(CN)<sub>6</sub>]를 포함한 0.1 M KCl 수용액에서 EIS와 CV를 측정하였다(Fig. 3(b)). EIS 분석에 대한 Nyquist plot에서 반원 부분의 직경은 전극 계면에서 산화-환원 화학종의 전자 전달 속도 제어와 연관된 전자전달 저항( $R_{et}$ )에 해당되며, 이 값이 작을수록 전극의 전기화학적 활성 향상과 효율적인 전자 전달을 의미한다[20]. PANI/PPy/PGE 전극의  $R_{et}$  값은 약 100  $\Omega$  정도로, 효율적인 전자 전달이 이루어지고 있음을 확인하였다. Fig. 3(b)에 삽입된 CV diagram에서 PANI/PPy/PGE 전극은  $E_{pa} = 0.39$  V ( $i_{pa} = 0.938$  mA)와  $E_{pc} = 0.21$  V ( $i_{pc} = -0.722$  mA)에서 뚜렷한 한 쌍의 준가역 산화-환원 피크가 보이며, 약 0.18 V의 작은 피크 전위차( $\Delta E_p$ ) 값을 갖는다.  $\Delta E_p$ 는 전기화학 반응에서의 가역 정도를 내포하며, 이 값이 작을수록 전극과 산화-환원 화학종 간의 효율적인 전자전달이 이루어지는 것을 의미한다[21].

PANI/PPy/PGE 전극에서의 글루코스 농도에 대한 감도와 선택도 테스트는 0.1 M NaOH 수용액 내에서 +0.6 V의 일정한 전압 하 시간대전류법(CA)을 이용하여 수행되었다(Fig. 4). Fig. 4(a-b)는 글루코스의 저농도와 고농도 구간에서의 각 검량선을 나타내며, 저농도 구간인 0.012~0.09 mM에서  $I[\mu A] = 80.4694 + 102.4185 \times C_{glucose}$  [mM] ( $R^2 = 0.99494$ )와 고농도 구간인 0.668~6.67 mM에서  $I[\mu A] = 102.06098 + 13.07144 \times C_{glucose}$  [mM] ( $R^2 = 0.9904$ )의 선형 관계를 보인다. Table 1은 글루코스에 대한 PANI/PPy/PGE 전극의 센싱 성능 확인을 위해 기존 문헌에 보고된 PGE 기반의 비효소적 글루코스 센서들과 비교하여 정리한 것이다. 기존의 보고된 대부분의 센서들은 성능 개선을 위해 고가의 귀금속이나 전이금속, 금속 산

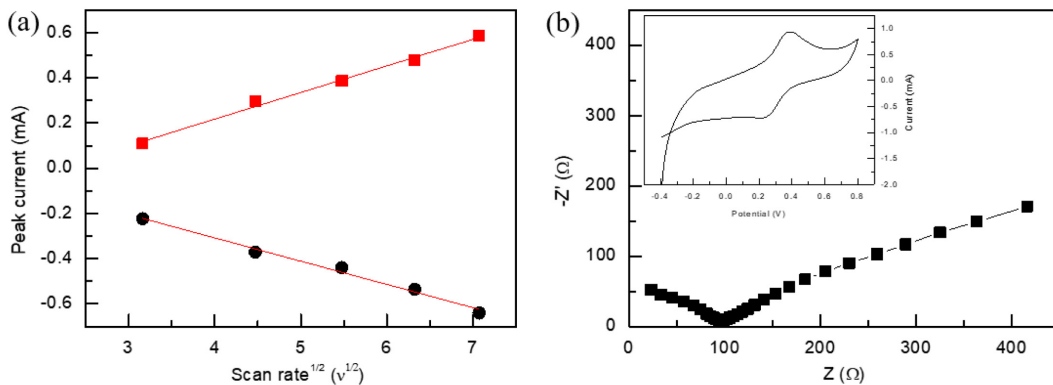


Fig. 3. (a) Peak currents as a function of scan rate and (b) Nyquist plot from EIS of the PANI/PPy/PGE electrode. Inset: Its CV diagram in a 0.1 M KCl solution containing 5 mM Fe(CN)<sub>6</sub><sup>3-/4-</sup> at 50 mV/s.

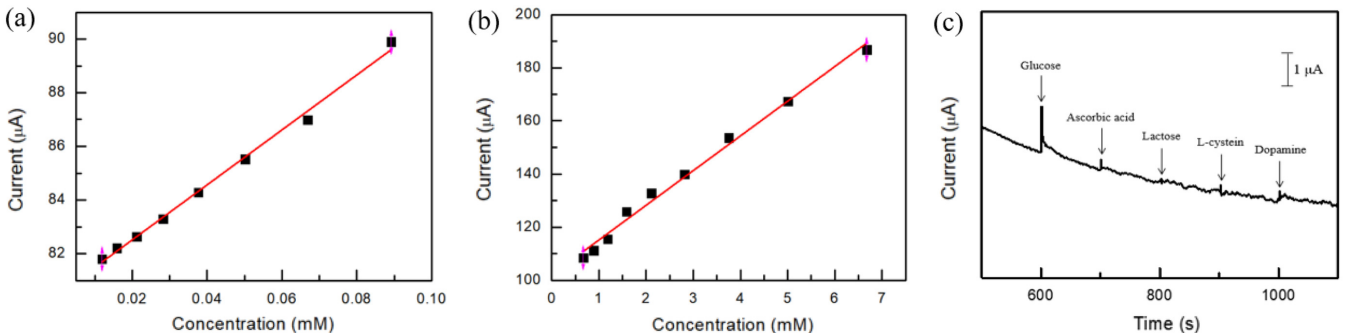


Fig. 4. Calibration curves for glucose at (a) low and (b) high concentrations, and (c) the selectivity profile of the PANI/PPy/PGE electrode.

**Table 1. Sensing performances of non-enzymatic glucose sensors based on PGEs**

Electrode	Linear range (mM)	Sensitivity ( $\mu\text{A}/\text{mM}\cdot\text{cm}^2$ )	Detection limit ( $\mu\text{M}$ )	Ref.
CuO/PANI/PGE	0.282 ~ 2.112	239.18	17	[11]
	3.754 ~ 50	36.99		
Cu-Co/rGO/PGE	0.001 ~ 4	240	0.15	[22]
AuNPs/PGE	0.05 ~ 5.0	52.61	12	[23]
Pt-CuO/PGE	Up to 25	2035	2.3	[24]
CuO/PGE	0.5 ~ 47	0.524	57	[25]
PEDOT:PSS/CuO/MWCNTs-PGE	Up to 10	663.2	2.0	[26]
PANI/PPy/PGE	0.012 ~ 0.089	682.76	1.2	This work
	0.668 ~ 6.67	87.13		

화물, 금속 합금과 같은 금속 소재들을 활용하고 있지만, 이런 물질들은 염화 이온(chloride ions)의 중독으로 인해 활성 및 센서의 안정성, 재현성 등을 저하시키는 문제를 야기하기도 한다[3-5]. 반면, 본 연구에서의 PANI/PPy/PGE 전극은 금속 물질을 사용 없이도 넓은 선형 농도 구간과 향상된 감도 등 개선된 센싱 성능을 보였다. 이는  $\pi$ -전자가 풍부한 PANI-PPy 폴리아로마틱 조합에 의한 고유한 전자적 특성에 기인한다[6-8].

실제 혈액 내에는 글루코스보다 30배 이상 높은 농도의 간접 물질들(ex. 아스코르브산, 락토오스, L-시스테인, 도파민)이 존재하고, 이런 간접 물질들은 글루코스와 유사한 전압에서 산화되기 때문에 비효소적 전기화학센서에서 선택도는 무엇보다 중요한 성능 중 하나이다[27]. PANI/PPy/PGE 전극의 글루코스에 대한 선택도 테스트는 0.1 M NaOH 수용액에서 +0.6 V의 전압을 가하여 시간대전류법(CA)을 이용하여 동일 농도(0.1 mM)의 글루코스와 간접 물질들을 순차적 첨가를 통해 수행되었다(Fig. 4(c)). 동일 농도임에도 불구하고 글루코스에 대한 검출 신호가 간접 물질들보다 훨씬 높게 나타났다. 이는 알칼리 용액에서 간접 물질들이 쉽게 산화되는 것에 기인한 것으로, 이 결과로부터 PANI/PPy/PGE 전극이 글루코스에 대한 높은 선택도를 갖는다는 것을 확인할 수 있다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 샤프심을 기반으로 전도성 고분자 PANI-PPy 복합체를 접목한 전극 물질을 제작하고, 이를 비효소적 글루코스 센서에 적용하였다. 시판된 샤프심은 열처리 및 표면 활성화의 전처리 공정들을 통해 전극 물질로 사용하였으며, 전처리된 샤프심 전극 위에 각 전도성 고분자층을 전기화학적 중합법을 이용하여 합성하였다. 이렇게 제작된 PANI/PPy/PGE 전극은 전기화학적 검출 신호 및 유효 표면적의 증가, 낮은  $R_{ct}$ 와  $\Delta E_p$ , 그리고 산화-환원 화학종과의 향상된 전자 전달 효율 등 개선된 전기화학적 특성을 보였다. 이는  $\pi$ -전자가 풍부한 PANI-PPy 폴리아로마틱 조합에 의한 고유한 전자적 특성에 기인한 것으로 사료되며, 이런 우수한 전기화학적 특성 덕분에 비효소적 글루코스 검출에 대한 빠른 응답 속도, 넓은 선형 농도 범위, 향상된 감도, 높은 선택도 등 전기화학적 센서의 성능이 향상된 것을 확인할 수 있었다. 따라서, 본 연구는 저비용 재료를 활용하여 센싱 성능을 개선했다는 점에서 의의가 있으며, 이를 기반으로 다양한 나노 소재를 융합한 차세대 고성능 일회용 전극 소재 개발의 초석이 될 것으로 기대된다.

#### 감 사

본 연구는 2025년도 서경대학교 교내연구비 지원에 의하여 이루어졌음.

#### Reference

- Hwang, D. W., Lee, S., Seo, M. and Chung, T. D., "Recent Advances in Electrochemical Non-enzymatic Glucose Sensors – A Review," *Anal. Chim. Acta*, **1033**, 1-34(2018).
- Song, M. J., "A non-enzymatic Hydrogen Peroxide Sensor Based on CuO Nanoparticles/polyaniline on Flexible CNT Fiber Electrode," *Korean Chem. Eng. Res.*, **61**, 196-201(2023).
- Wei, M., Qiao, Y., Zhao, H., Liang, J., Li, T., Luo, Y., Lu, S., Shi, X., Lu, W. and Sun, X., "Electrochemical Non-enzymatic Glucose Sensors: Recent Progress and Perspectives," *Chem. Commun.*, **56**, 14553-14569(2020).
- Naikoo, G. A., Salim, H., Hassan, I., Awan, T., Arshad, F., Pedram, M. Z., Ahmed, W. and Qurashi, A., "Recent Advances in Non-enzymatic Glucose Sensors Based on Metal and Metal Oxide Nanostructures for Diabetes Management – A Review," *Front. Chem.*, **9**, 748957(2021).
- Zhu, H., Shi, F., Peng, M., Zhang, Y., Long, S., Liu, R., Li, J. and Yang, Z., "Non-enzymatic Electrochemical Glucose Sensors Based on Metal Oxides and Sulfides: Recent Progress and Perspectives," *Chemosensors*, **13**, 19(2025).
- Gao, Z., Bobacka, J. and Ivaska, A., "Electrochemical Study on the Polypyrrole-polyaniline Bilayers," *Synth. Met.*, **55**, 1477-1482(1993).
- Liang, B., Qin, Z., Zhao, J., Zhang, Y., Zhou, Z. and Lu, Y., "Controlled Synthesis, Core-shell Structures and Electrochemical Properties of Polyaniline/polypyrrole Composite Nanofibers," *J. Mater. Chem. A*, **2**, 2129-2135(2014).
- Munusamy, S., Sivasankaran, R. P., Sivarajan, K., Sabhapathy, P., Narayanan, V., Mohammad, F. and Sagadevan, S., "Gallium Nitride-polyaniline-polypyrrole Hybrid Nanocomposites as An Efficient Electrochemical Sensor for Mebendazole Detection in Drugs," *Electrochim. Acta*, **448**, 142148(2023).
- Torrinha, A., Amorim, C. G., Montenegro, M. C. B. S. M. and Araújo, A. N., "Biosensing Based on Pencil Graphite Electrodes," *Talanta*, **190**, 235-247(2018).
- Prasertying, P., Yamkesorn, M., Chimsaard, K., Thepsuparungsikul, N., Chanam, S., Kalcher, K. and Chaisuksant, R., "Modified Pencil Graphite Electrode as a Low-cost Glucose Sensor," *J. Sci.:*

- Adv. Mater. Devices*, **5**, 330-336(2020).
11. Song, M. J., "Electrochemical Characteristics of Pencil Graphite Electrode Through Surface Modification and Its Application of Non-enzymatic Glucose Sensor," *Korean Chem. Eng. Res.*, **62**, 147-152(2024).
  12. Golba, S. and Loskot, J., "The Alphabet of Nanostructured Polypyrrole," *Materials*, **16**, 7069(2023).
  13. Riaz, U., Singh, N., Srmbikal, F. R. and Fatima, S., "A Review on Synthesis and Applications of Polyaniline and Polypyrrole Hydrogels," *Polym. Bull.*, **80**, 1085-1116(2023).
  14. Phalak, M. S., Waghulade, R. B. and Toda, Y. R., "Synthesis and Characterization of Polypyrrole by *In-Situ* Polymerization Technique," *JACS*, **6**, 686-688(2020).
  15. Coelho, R. M., Silva, A. R. M., Dias, G. F., Oliveira, D. B., Pereira, A. C., Franco, D. L. and Ferreira, L. F., "Electrochemical Pre-treatment and Functionalization of Pencil Graphite Electrodes for Enhanced Transducer Performance in Biosensing," *Chemosensors*, **13**, 84(2025).
  16. Oueiny, C., Berlioz, S. and Perrin, F. X., "Carbon Nanotube-polyaniline Composites," *Prog. Polym. Sci.*, **39**, 707-748(2014).
  17. Shoaie, N., Daneshpour, M., Azimzadeh, M., Mahshid, S., Khoshfetrat, S. M., Jahanpeyma, F., Gholaminejad, A., Omidfar, K. and Foruzandeh, M., "Electrochemical Sensors and Biosensors Based on the Use of Polyaniline and Its Nanocomposites: a Review on Recent Advances," *Microchim. Acta*, **186**, 465(2019).
  18. Felix, S., Chakkravarthy, B. P., Jeong, S. K. and Grace, A. N., "Synthesis of Pt Decorated Copper Oxide Nanoleaves and Its Electrochemical Detection of Glucose," *J. Electrochem. Soc.*, **162**, H392-H396(2015).
  19. Bard, A. J. and Faulkner, L. R., "Electrochemical Methods: Fundamentals and Applications," 2nd ed., John Wiley and Sons, New York(1980).
  20. Upadhyay, S., Rao, G. R., Sharma, M. K., Bhattacharya, B. K., Rao, V. K. and Vijayaraghavan, R., "Immobilization of Acetylcholinesterase-choline Oxidase on a Gold-platinum Bimetallic Nanoparticles Modified Glassy Carbon Electrode for the Sensitive Detection of Organophosphate Pesticides, Carbamates and Nerve Agents," *Biosens. Bioelectron.*, **25**, 832-838(2009).
  21. Torz-Piotrowska, R., Wrzyszczyński, A., Paprocki, K., Szreiber, M., Uniszkiewicz, C. and Staryga, E., "The Application of CVD Diamond Films in Cyclic Voltammetry," *J. Achiev. Mater. Manuf. Eng.*, **37**, 486-491(2009).
  22. Babu, K. J., Sheet, S., Lee, Y. S. and Kumar, G. G., "Three-dimensional Dendrite Cu-Co/reduced Graphene Oxide Architectures on a Disposable Pencil Graphite Electrode as An Electrochemical Sensor for Nonenzymatic Glucose Detection," *ACS Sustain. Chem. Eng.*, **6**, 1909-1918(2018).
  23. Kawde, A. N., Aziz, M. A., El-Zohri, M., Baig, N. and Odewunmi, N., "Cathodized Gold Nanoparticle-modified Graphite Pencil Electrode for Non-enzymatic Sensitive Voltametric Detection of Glucose," *Electroanalysis*, **29**, 1214-1221(2017).
  24. Sreekumar, A., Navaneeth, P., Suneesh, P. V., Nair, B. and Babu, T. G. S., "A Graphite Pencil Electrode with Electrodeposited Pt-CuO for Nonenzymatic Amperometric Sensing of Glucose Over a Wide Linear Response Range," *Microchim. Acta*, **187**, 113(2020).
  25. Mondal, S., Madhuri, R. and Sharma, P. K., "CuO Nanostructure Modified Pencil Electrode for Non-enzymatic Detection of Glucose," *AIP Conf. Proc.*, **1832**, 050011(2017).
  26. Amirzadeh, Z., Javadpour, S., Shariat, M. H. and Knibbe, R., "Non-enzymatic Glucose Sensor Based on Copper Oxide and Multi-wall Carbon Nanotubes Using PEDOT:PSS Matrix," *Synth. Met.*, **245**, 160-166(2018).
  27. Yang, Z., Jiang, L. C., Zhang, W. D. and Gunasekaran, S., "A Highly Sensitive Non-enzymatic Glucose Sensor Based on a Simple Two-step Electrodeposition of Cupric Oxide (CuO) Nanoparticles Onto Multi-walled Carbon Nanotube Arrays," *Talanta*, **82**, 25-33 (2010).

#### Authors

**Min-Jung Song:** Associate Professor, Department of Nano Convergence Engineering, Seokyeong University, Seoul 02713, Korea; mjsong@skuniv.ac.kr