Korean Chem. Eng. Res., 64(3), 105169 (2026)
https://doi.org/10.9713/kcer.2026.64.3.105169
PISSN 0304-128X, EISSN 2233-9558

백금 나노입자-폴리아닐린 복합체를 이용한 샤프심 전극 기반의 비효소적 글루코스 센서

송민정†

서경대학교 나노융합공학과
02713 서울시 성북구 서경로 124
(2026년 3월 11일 접수, 2026년 5월 20일 수정본 접수, 2026년 5월 21일 채택)

Non-enzymatic Glucose Sensor Based on Pencil Graphite Electrode Modified with Platinum Nanoparticles-Polyaniline Composites

Min-Jung Song†

Department of Nano Convergence Engineering, Seokyeong University, 124 Seokyeong-ro, Sungbuk-gu, Seoul, 02713, Korea
(Received 11 March 2026; Received in revised from 20 May 2026; Accepted 21 May 2026)

요 약

의료 현장과 가정에서 누구나 쉽게 사용할 수 있는 자가 진단 기기의 보편화를 위해 별도의 전처리가 필요 없는 일회용 비효소적 센서에 대한 관심이 증가하면서 저비용·고성능의 전극 소재 개발의 필요성이 대두되고 있다. 본 연구에서는 저가의 pencil graphite를 기반으로 전도성 고분자 폴리아닐린(polyaniline; PANI)과 금속 백금 나노입자(Pt NPs)를 도입하여 고성능 글루코스 검출용 비효소적 전기화학센서에 적용하여 시간대전류법(CA)과 순환전압 전류법(CV), 전기화학 임피던스(EIS) 분석법을 이용하여 분석하였다. Pt NPs/PANI/PGE 전극은 폴리아닐린의 넓은 비표면적과 나노입자의 균일한 분산, 그리고 알칼리 환경에서 백금 표면에 Pt-OH 형성과 글루코스의 산화 촉진을 통한 촉매 활성 증가 덕분에 글루코스 검출에 대해 넓은 선형 농도 구간과 향상된 감도, 빠른 감응 시간, 우수한 선택도 등 센싱 성능이 향상되었다. 본 연구의 결과를 토대로 향후 다양한 나노 물질들을 활용하여 PGEs 기반의 고성능 전극 소재를 개발할 수 있을 것으로 기대된다.

Abstract – As interest in disposable, non-enzymatic sensors that require no pretreatment for easy use in both clinical settings and home environments, the development of cost-effective and high-performance electrode materials has become increasingly important. In this study, a high-performance non-enzymatic electrochemical sensor for glucose detection was fabricated using low-cost pencil graphite electrodes (PGEs) modified with polyaniline (PANI) and platinum nanoparticles (Pt NPs). The electrochemical properties were characterized using chronoamperometry (CA), cyclic voltammetry (CV) and electrochemical impedance spectroscopy (EIS). The Pt NPs/PANI/PGE electrode exhibited a wide linear range, enhanced sensitivity, rapid response, and excellent selectivity. This superior sensing performance was attributed to the large specific surface area of PANI, the uniform dispersion of Pt NPs, and the accelerated catalytic oxidation of glucose resulting from the formation of Pt-OH species on the Pt surface under alkaline conditions. These results demonstrate the potential of PGE-based electrodes incorporating various nanomaterials for the development of high-performance, cost-effective electrochemical sensors.

Key words: Pencil graphite electrode, Polyaniline, Pt nanoparticles, Non-enzymatic sensor, Glucose

1. 서 론

최근 의료 현장에서는 환자의 안전을 위한 교차 오염 및 감염 방지, 진단의 정확성 유지, 그리고 경제적 효율성을 이유로 일회용 센서의 필요성이 증대되고 있다. 재사용 센서는 반복적인 반응 과정에서 전극 표면에 오염 물질이 축적되거나 화학적 변성이 발생하여 재현성과 민감도가 저하될 우려가 있다. 반면, 일회용 센서는 한번 사용 후 즉시 폐기하기 때문에 이전 측정 결과가 다음 측정에 영향을 미치는 이월 효과(Carry-over effect)를 방지하고 데이터의 신뢰도를 높일 수 있다. 또한, 별도의 세척 및 소독, 멸균, 재보정 등의 과정이 필요 없어 비전문가들도 쉽게 사용할 수 있다는 장점이 있다[1-3].

†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.

기존 상용화된 진단 센서들은 대부분 효소를 기반으로 하고 있으나, 효소의 활성 저하 및 변성, 주변 환경에 따른 센서의 성능 변화, 보관상의 어려움 등 문제가 야기될 수 있다. 이런 한계를 극복하기 위해 최근에는 화학적 안전성이 우수하고 제조 공정이 단순하며 대량 생산에 적합한 비효소 센서 개발이 활발히 진행되고 있다[4-6]. 이런 일회용 비효소 센서는 병원과 더불어 가정 내 자가 진단 시장에서도 필수적이기 때문에 장기적으로 병원의 운영 비용을 절감하고 환자들의 부담을 줄이기 위해서는 저가의 고성능 전극 소재 개발이 무엇보다 중요하다[7].

시중에서 저렴한 가격에 쉽게 구할 수 있는 Pencil graphite electrode (PGE)는 흑연(graphite)과 점토(clay), 접착제의 혼합물로 이루어져 있다. PGE는 표면이 미세하게 거칠고 다공성 구조를 형성하고 있어 넓은 유효 표면적을 제공하기 때문에 일회용 센서에 적합한 전극 소재이다[8]. 또한, 넓은 전위 창(potential window)과 낮은 배경 전류(background current), 표면 개질(modification)의 용이성 등 전기화학적 장점이 있지만[9], 혼합물 내 점토 등 절연 성분으로 인해 전도성이 저하될 수 있다는 한계가 있다. 따라서, 이를 보완하고 전기 촉매 활성을 높이기 위해 다양한 나노물질들을 이용하여 전기화학적 성능 개선을 위한 연구들이 활발히 시도되고 있다[10-13].

전도성 고분자인 PANI는 높은 전도성과 화학적 안정성 및 뛰어난 합성 용이성 등의 장점이 있다. 특히, PANI는 넓은 비표면적을 제공하여 금속 나노입자가 균일하게 분산될 수 있는 지지체 역할을 수행함으로써, 나노입자의 응집을 방지하고 전하 이동 속도를 향상시켜 전기화학적 활성 부위를 극대화하는 시너지 효과를 제공한다[14,15].

우수한 전기화학적 촉매 활성을 가진 백금(Pt) 금속은 알칼리 용액 내에서 글루코스의 산화 반응에 대해 낮은 과전압과 높은 전류 응답을 나타낸다[16,17]. 더욱이 나노 크기의 Pt NPs는 벌크 상태에 비해 표면적 대 부피비가 비약적으로 높아 반응 속도를 크게 개선한다. 이에 따라, PANI 지지체와 Pt NPs의 결합은 전극의 유효 활성 영역을 극대화하여 미량의 글루코스 농도에서도 우수한 검출을 가능케 한다[3,18].

본 연구에서는 PGE를 기반으로 전도성 고분자 PANI와 금속 Pt NPs의 복합체를 접목하여 전극을 제작하고, 이를 이용하여 알칼리 조건에서 비효소적으로 글루코스 센싱 성능을 조사하였다. 본 연구를 통해 개발된 Pt NPs/PANI/PGE 센서는 저비용 고효율의 일회용 플랫폼으로서 향후 실용적인 글루코스 모니터링 시스템으로의 활용 가능성을 확인하였다.

2. 실 험

2-1. 실험 재료

Potassium hexachloroplatinate (IV) (K_2PtCl_6)과 aniline, D-glucose, ascorbic acid, dopamine, lactose, L-cysteine은 Sigma-Aldrich Chemicals (St. Louis, USA)으로부터 공급받았으며, Potassium hexacyanoferrate (III) ($K_3Fe(CN)_6$)과 potassium ferrocyanide ($K_4Fe(CN)_6$), sodium hydroxide (NaOH), ethanol (C_2H_5OH), hydrochloric acid (HCl), sulfuric acid (H_2SO_4)은 삼전순약(Samchun Chemical, Gyeonggi-do, Korea)에서 구매되었다.

모든 전기화학 실험은 Ag/AgCl 기준전극과 Pt wire 상대전극, PGE 작업전극으로 구성된 전기화학적 3전극 셀 시스템에서 CompactStat instrument (Ivium technologies, Eindhoven, Netherlands) 장치를 이용하여 순환전압전류법(cyclic voltammetry; CV)과 전기화학 임피던스 분광법(Electrochemical impedance spectroscopy; EIS), 시간대전류법(chronoamperometry; CA)을 통해 수행되었다. 본 연구에서는 다이소에서 구매한 0.7 mm B 타입 샤프심 (Jedo plus, emicro, Korea)을 작업 전극 물질로 사용하였으며, 제작된 전극의 표면 morphology와 화학적 조성은 FE-SEM/EDS (field emission-scanning electron microscopy; Hitachi S-4800, Tokyo, Japan)를 이용하여 분석하였다.

2-2. 실험 방법

시판된 샤프심에 함유된 절연 물질들을 제거하고 표면 활성화를 위해 열처리 및 전기화학적 전처리의 두 단계 공정을 거친 후 PGE 전극 물질로 사용되었다[10]. 전처리된 PGE 전극 표면 위에 전기화학적 방법을 이용하여 전도성 고분자 PANI 층과 금속 나노입자 Pt NPs 층을 순차적 합성을 통해 Pt NPs/PANI/PGE 전극을 제작하였다. 먼저 PANI 층은 시간대전류법(CA)을 이용하여 0.2 M H_2SO_4와 0.1 M aniline의 혼합 용액에서 1800 s 동안 +1.5 V의 전압을 가하여 전기화학적 중합(electrochemical polymerization) 공정에 의해 합성되었으며, 증류수로 세척 후 40°C 오븐에서 12시간 동안 건조시켜 PANI/PGE 전극을 얻었다. 다음으로 Pt NPs 층은 0.002 M K_2PtCl_6와 0.5 M H_2SO_4을 포함한 수용액에서 순환전압전류법(CV)을 이용하여 50 mV/s의 주사 속도, -0.25 V ~ +0.4 V의 전압에서 60 cycles 수행함으로써 전기화학적 증착(electrochemical deposition) 공정을 통해 최종 Pt NPs/PANI/PGE 전극이 제작되었다.

3. 결과 및 고찰

제작된 전극들의 표면 형상과 원소 구성을 확인하기 위해 SEM 및 EDS 분석을 수행하였다. Fig. 1(a)는 PANI/PGE 전극에 대한 SEM 이미지로, PGE 전극의 표면에 거친 PANI 특유의 표면 질감과 미세한 나노 구조가 관찰되며 PANI 층이 PGE 전극의 표면에 비교적 균일하게 합성된 것을 확인할 수 있다. Fig. 1(b)는 PANI/PGE 전극 위에 Pt NPs 층이 증착된 Pt NPs/PANI/PGE 전극의 SEM 이미지를 보여준다. Pt NPs/PANI/PGE 전극은 PANI/PGE 전극에 비해 전극 표면 전반에 걸쳐 밝은 대비를 나타내는 입자들이 관찰된다. 이는 원자 번호가 큰 백금(Pt) 성분이 전자 방출 효율이 높아 SEM 이미지상에서 더 밝게 보이는 것이며, 이를 통해 PANI/PGE 전극 표면에 Pt NPs가 고르게 증착된 것을 알 수 있다. Fig. 1(c)는 Pt NPs/PANI/PGE 전극에 대한 EDS 분석 및 원소 매핑(mapping) 결과를 나타낸다. 스펙트럼 분석 결과에서 탄소(C)와 백금(Pt)의 특성 피크가 명확하게 관찰되며, 특히 2.05 keV와 9.44 keV 부근에서 강한 Pt 피크가 나타남으로써 SEM 이미지상에서 관찰된 밝은 입자들이 Pt NPs임을 화학적으로 입증되었다. 또한, 스펙트럼에서 관찰되는 O, Si, Al, S, Cl 등의 미량 원소들은 샤프심의 제조 과정에서 포함된 바인더 및 점토 성분에서 유래된 것으로 판단된다. 또한, 삽입된 EDS 원소 매핑 결과에서 탄소(C)의 이미지는 전극의 기저 구조인 탄소 기반의 PGE와 PANI 층의 형태이고, 백금(Pt)의 이미지는 SEM 이미지상의 밝은 클러스터 구조와 정확히 일치하는 분포를 보여줌으로써 Pt NPs가 PANI/PGE 전극 전체에 걸쳐 효율적

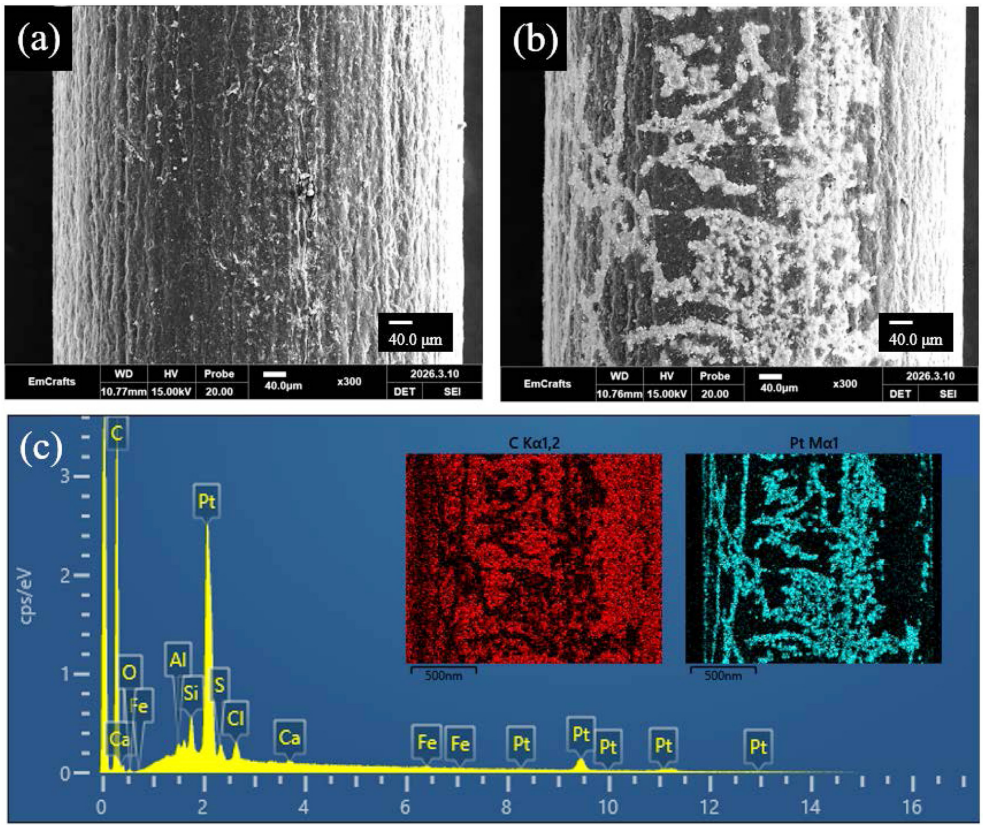

Fig. 1. Morphological and elemental characterization of the modified electrodes. SEM images of (a) the PANI/PGE and (b) the Pt NPs/PANI/PGE at accelerating voltage of 15 kV (scale bar: 40 μm). (c) EDS spectrum of the Pt NPs/PANI/PGE with corresponding elemental mapping images for C (red) and Pt (cyan).

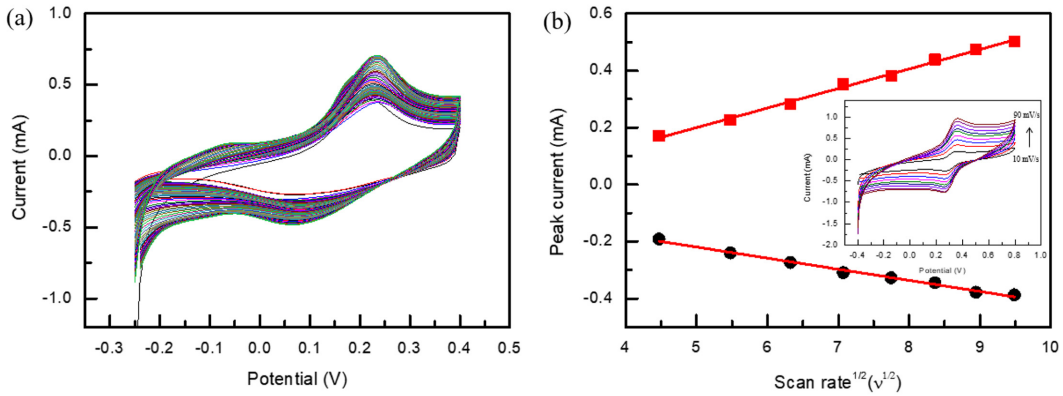

Fig. 2. (a) Cyclic voltammograms for electrochemical deposition of Pt nanoparticles on the PANI/PGE electrode. (b) Peak currents as a function of scan rate for the Pt NPs/PANI/PGE electrode. Inset: its CVs in a 3 M KCl solution containing 10 mM $K_3Fe(CN)_6$ at various scan rates (10 mV/s ~ 90 mV/s).

으로 증착되었음을 의미한다. 결과적으로, SEM과 EDS 분석 데이터를 통해 Pt NPs/PANI/PGE 전극이 성공적으로 제조된 것을 확인할 수 있다.

Fig. 2(a)는 PANI/PGE 전극 표면에서 Pt NPs의 전기화학적 증착에 대한 CV diagram이다. 그래프에서 사이클 횟수가 증가함에 따라 전류의 절대값이 일정하게 증가하고 있으며, -0.15 V에서 -0.25 V의 전위로 갈수록 음의 전류(cathodic current)가 급격히 커지면서 환원 피크가 형성된다. 이는 용액 속의 $PtCl_6^{2-}$ 이온이 전자를 받아 금속 Pt^0으로 환원되면서 전극 표면에 작은 Pt 핵(nuclei)이 생성되고 사이클이 진행되면서 그 위에 Pt가 계속 쌓이고 핵 성장이 일어나는 것을 나타낸다[19,20]. 그리고 매 사이클 피크가 일정한 간격으로 증가하는 것은 입자 성장이 매우 제어된 상태(controlled growth)로 일어나고 있음을 의미하고, 이를 통해 입자의 크기가 비교적 균일하게 형성된 것을 알 수 있다. 반면 +0.25 V 부근의 산화 피크 역시 사이클 횟수가 증가함에 따라 양의 전류(anodic current)도 증가하는 것을 볼 수 있다. 이는 증착된 Pt NPs의 양이 증가됨에 따라 전극 표면의 커패시턴스와 표면 산화/환원 반응에 참여하는 전하량이 함께 늘어났기 때문이다[21].

Fig. 2(b)은 주사속도 변화에 대한 Pt NPs/PANI/PGE 전극에서의 피크 전류(peak current) 값을 plot한 것이다. 이 실험은 10 mM $K_3Fe(CN)_6$를 함유한 3 M KCl 수용액을 이용하여 다양한 주사속도에서 CV 측정되었다(Fig. 2(b) 삽입 그래프). Pt NPs/PANI/PGE 전극은 피크 전류(I_{pa})와 주사속도의 제곱근($v^{1/2}$)에 선형적 비례 관계를 보이기 때문에 Pt NPs/PANI/PGE 전극에서의 물질 전달은 주로 표면 확산에 의해 이루어지고 있으며, 거의 가역적 전기화학 반응이 일어나고 있다는 것을 알 수 있다[22]. 그리고 Randles-Sevcik equation [20]을 이용하여 이 그래프에서의 기울기(slope)으로부터 전극의 유효 표면적(A)을 예측할 수 있다. 이 그래프에서의 기울기($I_P/\upsilon^{1/2}$)는 약 0.06857 (correlation coefficient, R^2 = 0.99498)이고, 계산된 Pt NPs/PANI/PGE 전극의 유효 표면적은 대략 2.21 cm^2 정도이다. 이 실험에서 반응에 노출된 PGE 전극 길이는 1 cm로, 약 0.22 cm^2의 겉보기 면적(geometric area)에 비해 10배 정도의 면적 증가 효과를 확인하였다.

Fig. 3은 Pt NPs/PANI/PGE 전극의 전기화학적 특성 분석을 위한 (a) CV diagram과 (b) EIS 분석에 대한 Nyquist plot이다. CV 실험은 5 mM $Fe(CN)_6^{3-/4-}$를 포함한 0.1 M KCl 수용액을 이용하여 -0.4 V ~0.8 V의 전압 범위에서 50 mV/s의 주사속도 하에서 측정되었다(Fig. 3(a)). Pt NPs/PANI/PGE 전극은 E_{pa} = 0.32 V (i_{pa} = 0.46 mA)와 E_{pc} = 0.18 V (i_{pc} = -0.27 mA)에서 한 쌍의 준가역 산화-환원 피크를 보인다. 전기화학 반응에서의 가역 정도를 내포하는 피크 전위차 (ΔE_p)는 그 값이 작을수록 전극과 산화-환원 화학종 간의 효율적인 전자전달이 이루어지는 것을 의미한다[23]. 이 실험에서 ΔE_p는 약 0.14 V의 작은 값을 가지며 이는 전도성 고분자와 금속 나노입자의 우수한 촉매 활성 덕분에 전기 전도도가 향상된 것으로 사료된다.

EIS 분석 실험은 같은 용액을 사용하여 formal potential = 0.235 V과 applied amplitude = 5 mV, 주파수 = 10^{-2} ~ 10^6 Hz의 조건에서 측정되었다(Fig. 3(b)). 일반적으로 Nyquist plot에서 높은 주파수 영역인 반원(semi-circle)은 전극 계면에서 ferri/ferrocyanide 화학종의 산화-환원 반응에 의한 electron-transfer kinetics에 연관되고, 낮은 주파수 영역인 직선 형태의 Warburg diffusion 구간은 반응물이 전극 표면으로 이동하는 확산 전해질 이온의 diffusive resistance와 관련된다. 여기서 electron transfer resistance (R_{et})은 반원의 지름(diameter)으로부터 구할 수 있고, 전극의 전기화학적 활성과 서로 반비례 관계에 있어 이 값이 작을수록 효율적인 전자 전달이 이루어짐을 의미한다[24]. PANI/PGE 전극에 대한 R_{et} 값은 대략 100 Ω 정도인 반면, Pt NPs/PANI/PGE 전극은 약 40 Ω 정도의 작은 R_{et} 값을 갖는다. 이는 Pt NPs가 전극 표면에 성공적인 증착됨으로써 전하가 전극과 전해질 사이를 매우 빠르게 이동하면서 효율적인 전자 전달이 이루어진 덕분이라 사료된다[14,18].

Pt NPs/PANI/PGE 전극에서의 Pt NPs의 효과를 확인하기 위해 0.1 M NaOH 수용액에서 50 mV/s의 주사속도 조건에서 CV를 측정하였다. Fig. 4(a)에서 대조군인 PANI/PGE 전극에 비해 Pt NPs/

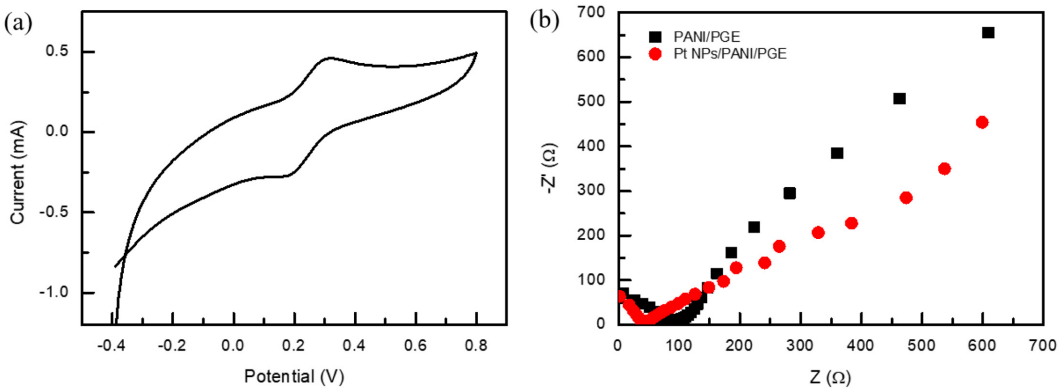

Fig. 3. (a) Cyclic voltammogram of the Pt NPs/PANI/PGE electrode in a 0.1 M KCl solution containing 5 mM Fe(CN)63-/4- at a scan rate of 50 mV/s. (b) Nyquist plot of the EIS for the modified PGE electrodes in a 0.1 M KCl solution including 5 mM Fe(CN)63-/4- at a formal potential of 0.24 V.

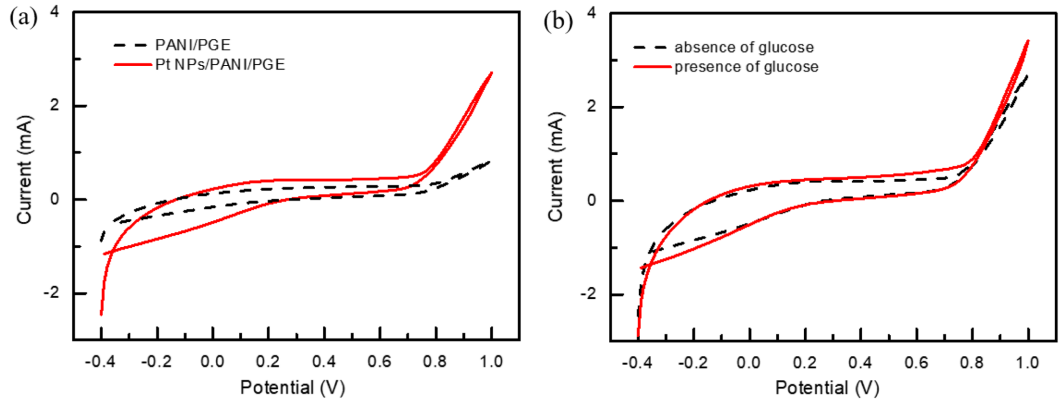

Fig. 4. Cyclic voltammograms of (a) the modified PGE electrodes in 0.1 M NaOH solution and (b) the Pt NPs/PANI/PGE electrode in the presence and absence of 1 mM glucose at a scan rate of 50 mV/s.

PANI/PGE 전극은 뚜렷한 산화-환원 피크가 관찰되며 전체적으로 높은 current level을 보인다. +0.6 V ~ +0.8 V 부근의 산화 피크에서 전류가 급격히 상승하면서 백금 표면에 수산화기(-OH)나 백금 산화물이 형성되고 +0.1 V ~ -0.1 V 부근의 환원 피크에서 형성된 백금 산화물이 다시 환원된다. 비효소적 센서에서 백금 표면에 흡착된 수산화 이온은 글루코스의 산화를 돕는 촉매 역할을 할 뿐 아니라 전극의 유효 표면적을 증가시키고 전극 표면의 저항을 낮추어 전자 전달 속도를 향상시킨다[25].

Fig. 4(b)는 Pt NPs/PANI/PGE 전극에서의 1 mM 글루코스 유무에 따른 CV diagrams이다. 글루코스를 함유한 경우, 글루코스 분자가 전극 표면에서 전자를 내놓으며 산화될 때 발생하는 전류가 추가되면서 +0.2 V에서 +0.8 V 사이 구간에서 더 높은 전류 값을 보인다. 알칼리 용액에서 Pt 표면에서의 글루코스 산화는 수산화기(OH^-)의 형성을 수반하는 다음 반응식들(식 1-3)의 다단계 메커니즘을 따르며, 이 수산화기는 글루코스가 글루코노락톤(glucolactone)으로 전환되는 것을 촉진한다[26].

$$Pt + 2OH^- \rightarrow Pt(OH)_2 + 2e \quad (1)$$

$$Pt(OH)_2 + 2OH^- \rightarrow PtO(OH)_2 + H_2O + 2e \quad (2)$$

$$PtO(OH)_2 + glucose \rightarrow Pt(OH)_2 + glucolactone \quad (3)$$

Pt NPs/PANI/PGE 전극에서의 비효소적 글루코스 검출 테스트는 다양한 농도의 글루코스 용액에서 +0.6 V의 일정 전압 하 시간대전류법(CA) 측정법을 이용하여 수행되었다. Fig. 5(a)는 Pt NPs/PANI/PGE 전극에서의 글루코스 농도에 대한 amperometric current response이며, Fig. 5(b)와 (c)는 저농도와 고농도 구간에서의 calibration curves이다. 이 전극은 저농도 구간인 0.0132 ~ 0.2819 mM에서 $I[\mu A] = 178.4264 + 38.91188 \times C_{glucose}[mM]$ ($R^2 = 0.99008$)와 고농도 구간인 5~50 mM에서 $I[\mu A] = 204.88131 + 0.76335 \times C_{glucose}[mM]$ ($R^2 = 0.9991$)의 선형 관계를 보인다. Pt NPs/PANI/PGE 전극 기반의 비효소적 글루코스 센싱 성능 비교를 위해 기존 문헌에 보고된 PGE 기반의 비효소적 글루코스 센서들의 성능을 Table 1에 정리하

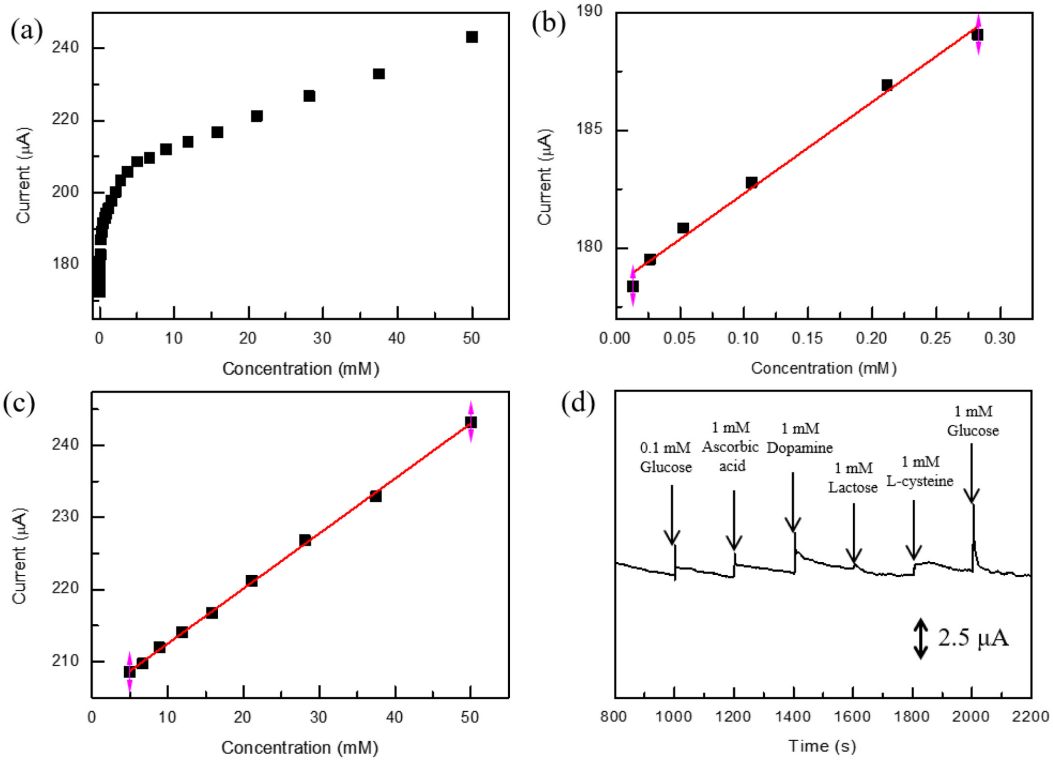

Fig. 5. (a) Amperometric current response of the Pt NPs/PANI/PGE electrode for glucose concentrations. Its calibration curves: (b) at low concentrations and (c) high concentrations. (d) Selectivity profile of the Pt NPs/PANI/PGE electrode over the interfering agents of Ascorbic acid, Dopamine, Lactose, L-cysteine and glucose in 0.1 M NaOH solution at +0.6 V.

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

Electrode	Linear range [mM]	Sensitivity [μA/mM·cm^2]	Detection limit [μM]	Ref.
CuO/PANI/PGE	0.282 ~ 2.112 3.754 ~ 50	239.18 36.99	17	[10]
Cu-Co/rGO/PGE	0.001 ~ 4	240	0.15	[11]
AuNPs/PGE	0.05 ~ 5.0	52.61	12	[12]
CuO/PGE	0.5 ~ 47	0.524	57	[13]
Pt NPs/PANI/PGE	0.0132 ~ 0.282 5 ~ 50	176.87 3.47	2	This work

였다. 본 연구에서의 Pt NPs/PANI/PGE 전극은 기존의 전극 기반의 센서들에 비해 넓은 선형 농도 구간과 낮은 검출한계의 특징을 보인다. 이는 전도성이 우수한 다공성 구조의 PANI와 촉매 활성이 뛰어난 Pt NPs의 결합에 의한 시너지 효과에 기인한 것으로 사료된다.

실제 혈액 샘플에는 글루코스와 함께 그보다 30배 이상 높은 농도의 여러 간섭 물질들이 존재하기 때문에 비효소적 바이오센서에서는 선택도(selectivity)는 중요한 평가 요소 중 하나이다[27]. Fig. 5(d)는 Pt NPs/PANI/PGE 전극의 글루코스에 대한 선택도 테스트 결과이다. 이 실험은 0.1 M NaOH 수용액에 동일 농도(1 mM)의 ascorbic acid, dopamine, lactose, L-cysteine 간섭 물질들과 글루코스(0.1 mM, 1 mM)를 100 s 간격으로 순차적으로 첨가하면서 측정되었다. 동일 농도에서 글루코스의 response가 간섭 물질들보다 높게 나타났고, 이는 Pt NPs/PANI/PGE 전극 기반의 센서가 글루코스에 대해 좋은 선택도를 갖는다는 것을 보여준다.

4. 결 론

본 연구에서는 전도성 고분자 PANI와 금속 Pt NPs를 접목한 PGE 전극을 제작하고, 이를 비효소적 글루코스 검출용 전기화학센서에 적용하여 전기화학적 성능 평가를 수행하였다. PGE 전극 표면에 합성된 PANI는 넓은 비표면적을 제공하고 Pt NPs의 응집을 방지하여 나노입자가 균일하게 분산될 수 있도록 지지체 역할을 하고, 증착된 Pt NPs는 우수한 전기화학적 촉매 활성을 통해 알칼리 용액 내에서 양성자 이탈(deprotonation) 과정을 가속화하여 글루코스의 산화 반응 효율을 높일 수 있었다.

결과적으로 Pt NPs/PANI/PGE 전극은 넓은 유효 면적과 높아진 전류 레벨, 전하전달저항(R_{et}) 감소를 통한 전도도 향상 등 전기화학적 특성이 개선되었다. 더불어, 비효소적 글루코스 센싱에서도 높은 감도와 빠른 감응시간, 글루코스에 대한 우수한 선택도 등 향상된 분석 성능을 보였다. 이는 PANI의 전도성 매트릭스와 금속 Pt NPs의 촉매 결합에 의한 시너지 효과에 기인한 것으로 사료되며, 본 연구를 기반으로 다양한 나노 구조체들을 활용한 PGE 기반의 고성능 전극 소재를 개발할 수 있을 것으로 기대된다.

감 사

본 연구는 2025년도 서경대학교 교내연구비 지원에 의하여 이루어졌음.

Reference

1. Dincer, C., Bruch, R., Costa-Rama, E., Fernández-Abedul, M. T., Merkoçi, Manz, A., Urban, G. A. and Güder, F., "Disposable Sensors in Diagnostics, Food, and Environmental Monitoring," *Adv. Mater.*, **31**, 1806739(2019).
2. Ronkainen, N. J., Halsall, H. B. and Heineman, W. R., "Electrochemical Biosensors," *Chem. Soc. Rev.*, **39**, 1747-1763(2010).
3. Wang, J., "Analytical Electrochemistry," John Wiley and Sons., New York, Chichester, Brisbane, Toronto (2000).
4. Toghill, K. E. and Compton, R. G., "Electrochemical Non-enzymatic Glucose Sensors: A Perspective and An Evaluation," *Int. J. Electrochem. Soc.*, **5**, 1246-1301(2010).
5. Park, S., Boo, H. and Chung, T. D., "Electrochemical Non-enzymatic Glucose Sensors," *Anal. Chim. Acta*, **556**, 46-57(2006).
6. Yoo, E. H. and Lee, S. Y., "Glucose Biosensors: An Overview of Use in Clinical Practice," *Sensors*, **10**, 4558-4576(2010).
7. Gubala, V., Harris, L. F., Ricco, A. J., Tan, M. and Williams, D. E., "Point of Care Diagnostics: Status and Future," *Anal. Chem.*, **84**, 487-515(2012).
8. David, I. G., Popa, D. E. and Buleandra, M., "Pencil Graphite Electrodes: A Versatile Tool in Electroanalysis," *J. Anal. Method Chem.*, **2017**, 1-22(2017).
9. Kawde, A. N., Baig, N. and Sajid, M., "Graphite Pencil Electrodes as Electrochemical Sensors for Environmental Analysis: A Review of Features, Developments, and Applications," *RSC Adv.*, **6**, 91325-91340(2016).
10. 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).
11. 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).
12. 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).
13. 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).
14. Hatchett, D. W. and Josowicz, M., "Composites of Intrinsically Conducting Polymers As Sensing Nanomaterials," *Chem. Rev.*, **108**, 746-769(2008).
15. Guimard, N., Gomez, N. and Schmidt, C. E., "Conducting Polymers in Biomedical Engineering," *Prog. Polym. Sci.*, **32**, 876-921(2007).
16. Vassilyev, Y. B., Khazova, O. and Nikolaeva, N. N., "Kinetics and Mechanism of gLucose Electrooxidation on Different Electrode-catalysts: Part I. Adsorption and Oxidation on Platinum," *J. Electroanal. Chem.*, **196**, 105-125(1985).
17. Zhai, D., Liu, B., Shi. Y., Pan, L, Wang, Y., Li, W., Zhang, R. and Yu, G., "Highly Sensitive Glucose Sensor Based on Pt Nanoparticles/polyaniline Hydrogel Heterostructures," *ACS Nano*, **7**, 3540-3546(2013).
18. Welch, C. M. and Compton, R. G., "The Use of Nanoparticles in Electroanalysis: A Review," *Anal. Bioanal. Chem.*, **384**, 601-619(2006).
19. Yasin, H. M., Denuault, G. and Pletcher, D., "Studies of the Electrodeposition of Platinum Metal From A Hexachloroplatinic Acid Bath," *J. Electroanal. Chem.*, **633**, 327-332(2009).
20. Bard, A. J. and Faulkner, L. R., "Electrochemical Methods: Fundamentals and Applications," 2nd ed., John Wiley and Sons, New York (1980).
21. Trasatti, S. and Petrii, O., "Real Surface Area Measurements in Electrochemistry," *J. Electroanal. Chem.*, **327**, 353-376(1992).
22. 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).
23. 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).
24. Upadhyay, S., Rao, G. R., Sharma, M. K., Bhattacharya, B. K., Rao, V. K. and Vijayaraghavan, R., "Immobilization of Acetylcholineesterase-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).
25. Malhotra, S., Tang, Y. and Varshney, P. K., "Non-enzymatic Glucose Sensor Based on Electrodeposition of Platinum Particles on Polyaniline Modified Pt Electrode," *Anal. Bioanal. Electrochem.*, **10**, 699-715(2018).
26. Hoa, L. T., Sun, K. G. and Hur, S. H., "Highly Sensitive Non-enzymatic Glucose Sensor Based on Pt nanoparticle Decorated Graphene Oxide Hydrogel," *Sensors and Actuators B*, **210**, 618-623(2015).
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