

구리 나노 큐브를 전기 도금한 레이저 유도 그래핀 전극 기반의 글루코스 측정용 유연 센서 개발

Development of Flexible Glucose Measurement Sensor Based on Copper Nanocubes Electroplated Laser Induced Graphene Electrode

김 건 종* · 김 태 현* · 박 정 호*
(Geon-Jong Kim · Taeheon Kim · Jungho Pak)

Abstract - In this paper, we describe the development of a non-enzymatic glucose sensor based on copper nanocubes(Cu NCs) electroplated laser induced graphene(LIG) electrodes which can detect a certain range of glucose concentrations. CO₂ laser equipment was used to form LIG electrodes on the PI film. This fabrication method allows easy control of the LIG electrode size and shape. The Cu NCs were electrochemically deposited on the LIG electrodes to improve electron transfer rates and thus enhancing electrocatalytic reaction with glucose. The average sheet resistances before and after electroplating were 15.6 Ω/□ and 19.6 Ω/□, respectively, which confirmed that copper nanocubes were formed on the laser induced graphene electrodes. The prepared electrode was used to measure the current according to glucose concentration using an electrochemical method. The LIG electrodes with Cu NCs demonstrated a high degree of sensitivity (1643.31 μA/mM·cm²), good stability with a linear response to glucose ranging from 0.05 mM to 1 mM concentration, and a limit of detection of 0.05 mM. In order to verify that these electrodes can be used as flexible devices, the electrodes were bent to 30°, 90°, and 180° and cyclic voltammetry measurements were taken while the electrodes were bent. The measured data showed that the peak voltage was almost constant at 0.42 V and the signal was stable even in the flexed condition. Therefore, it is concluded that these electrodes can be used in flexible sensors for detecting glucose in the physiological sample like saliva, tear or sweat.

Key Words : Laser induced graphene, LIG, Copper nanocubes, Glucose, Flexible sensor

1. 서 론

당뇨병은 신체의 대사 장애로 발생하는 만성 질환이며, 전 세계적으로 4억 2천여만명이 진단 받은 질병(WHO 2014년)으로 매년 환자의 수가 지속적으로 증가하는 추세이다[1-2]. 글루코스 농도가 정상 범위인 80-120 mg/dl (4.4-6.6 mM)를 벗어나면 당뇨병으로 진단되며, 이는 동맥 경화증, 신경통, 신장병 등 다양한 합병증 유발의 원인이 된다[3-4].

대다수의 당뇨병 환자들은 합병증 예방을 위해 실시간으로 글루코스의 농도 수치를 자가 진단 및 관리하고 있으며, 이러한 수요로 휴대용 글루코스 모니터링 바이오센서 시스템은 전체 바이오센서 시장의 약 85 %를 차지한다. 또한 휴대용 글루코스 바이오센서 시스템의 측정 정밀도, 간편성 및 통증 감소를 개선시키기 위해 글루코스 측정용 센서에 대한 연구가 지속적으로 활발히

진행되고 있다[5-8].

소형화, 빠른 모니터링, 높은 민감도, 선택성, 저비용 등의 장점을 가진 전기화학적 측정 방식의 글루코스 센서는 수십 년 동안 주목 받았으며[9-11], 효소 또는 비효소 측정 메커니즘을 기반으로 센서의 연구가 진행되었다. 1962년 Clark와 Lyons에 의해 효소 기반 글루코스 전극 시스템이 처음 발명된 이후, 다수의 글루코스 산화효소(Glucose oxidase, GO_x) 기반 1세대 글루코스 센서 연구가 진행되었으며[4,12-19], 이 1세대 센서는 글루코스 산화효소와 전극 표면 사이의 전자 매개체로서 산소를 이용하였다[20]. 그러나 1세대 센서는 산화/환원에 의한 간섭과 산소의 존재가 높다는 문제가 있으므로 이를 해결하기 위해 2세대 글루코스 센서는 산화효소와 인공 매개체를 사용하였다. 하지만, 시간이 지남에 따라 더 혁신적이고 효율적이며 우수한 전기화학 글루코스 센서를 개발하기 위해, 효소와 전극 사이에 인공 매개체를 제거하고 전자가 직접적으로 전달되는 방법으로 글루코스를 측정하는 3세대 글루코스 센서가 최근 개발되었다[20].

전극 표면에 글루코스 산화효소를 직접적으로 고정화하여 제작된 효소기반의 전기화학적 글루코스 센서는 높은 민감도와 선택성을 갖지만[21-23], 효소의 고정화 방법 및 실험 조건(pH, 온도, 습도 등)에 민감하기 때문에 측정된 신호의 안정성 및 신뢰

† Corresponding Author : Dept. of Electrical and Electronic Engineering, Korea University, Korea.
E-mail: pak@korea.ac.kr

* Dept. of Electrical and Electronic Engineering, Korea University, Korea.

Received : January 30, 2018; Accepted : February 27, 2018

성에 문제가 생길 수 있다[20,24]. 반면, 비효소 글루코스 센서는 글루코스가 전극 표면에서 산화반응이 일어나므로, 센서의 성능은 전극의 표면적 및 촉매 물질에 의존한다[25]. 비효소 글루코스 센서는 글루코스 산화효소를 사용하지 않기 때문에 안정성, 쉬운 공정, 재현성, 낮은 비용의 장점을 가지고 있으며, 최근에 다양한 형태의 산화금속 기반 전기화학적 글루코스 센서 연구가 촉망 받고 있는 중이다[25-26].

넓은 표면적과 뛰어난 전기 전도도 특성을 가진 3D 네트워크 구조의 그래핀은 센서, 슈퍼 커패시터, 배터리 등 다양한 분야의 과학자들에게 주목받고 있다[27-28]. 하나의 예로서 미국 Rice 대학의 James M. Tour 교수 연구 그룹은 간단하고 효율적인 슈퍼 커패시터를 제작하기 위해 적외선 CO₂ 레이저를 폴리이미드(polyimide, PI) 필름에 조사하여, 레이저 유도 그래핀 전극을 형성한 연구가 발표되었다[27]. 폴리이미드 필름 표면에 일정 파워 이상의 CO₂ 레이저를 조사하면 국부적으로 높은 온도 (>2500°C)가 발생하는데 이때 폴리이미드 필름의 표면은 탄화(carbonization) 반응으로 인해 C-O, C=O, N-C 결합이 끊어지고, 산소와 질소 성분이 감소함으로써 다공성 3차원 네트워크 구조의 레이저 유도 그래핀(Laser Induced Graphene, LIG)이라고 불리는 전극이 형성된다고 발표되었다[27].

Tour 교수팀이 제안한 LIG 전극을 유사한 방법으로 제작하고 이를 이용하여 글루코스의 촉매 반응을 유도하기 위해 높은 전도성과 넓은 표면적을 갖는 금속 물질을 증착하여 민감도가 높은 글루코스 센서 제작 공정을 우선 확립하고, 이 센서를 유연 기관 위에 제작하여 LIG 전극을 이용한 고민감도 유연 글루코스 센서 제작 및 그 특성 분석 결과를 설명한다.

글루코스 촉매 반응을 일으키는 금속들 중에서 금, 은, 백금, 니켈은 좋은 안정성 특성으로 많이 사용되지만, 물질 및 제작 비용이 비싸고 낮은 선택성의 단점을 가진다[29-33]. 반면, 구리의 경우 빠른 전자 전달 속도, 저렴한 물질 및 공정 가격의 장점을 가짐으로서 산업적으로 글루코스 센서 제작에 적합한 재료이며[34], 다양한 나노 구조 형태(나노 큐브, 나노 와이어 등)의 구리를 사용해 글루코스 센서 제작을 하면 상대적으로 큰 표면적, 우수한 감지 성능의 장점을 가지며, 특히 낮은 전위에서도 전자 전달을 촉진시키기 때문에 비효소 글루코스 센서의 촉매 물질로서 적합하다고 알려져 있다[35-37].

그러므로 본 논문에서는 유연 기관인 폴리이미드 필름 위에 CO₂ 레이저 패터닝으로 LIG 전극을 제작하고, 전극 표면 위에 구리 나노 큐브(copper nanocube, Cu NC)를 전기도금하여, 비효소 방법 기반의 전기화학적 글루코스 측정 유연 센서의 제작 방법과 특성에 대해 서술한다.

2. 본 론

2.1 LIG 전극 제작 방법

LIG 전극은 AutoCAD 프로그램을 사용해 3전극 기반 전기화학 센서용으로 설계하였고, 작업 전극(working electrode, W.E)의 면적은 3.14 mm²(직경: 2 mm)으로 설정했으며, 센서의 총 크기

는 약 5 mm²이다. 센서 제작을 위해 CO₂ 레이저(UNIVERSAL社, LS3.50)의 스캔 속도는 9 cm/s이며, PPI는 1000, DPI는 500으로 설정하였고, 레이저 파워는 4.8 W이며, 125 μm 두께의 상용 폴리이미드 필름 표면에 CO₂ 레이저를 조사하여 그림 1의 모식도와 같이 LIG 전극을 패터닝하였다.

글루코스 측정 영역과 전극의 패드 부분만 노출시키고 그 외의 부분은 용액에 노출이 안되게 하기 위해서 폴리이미드 테이프(polyimide tape)로 상부에 붙여서 전기적 경로 부분을 보호하였으며, 전극의 패드를 보호하기 위해 전도성 실버 에폭시를 도포하여 그림 2(a)와 같이 LIG 전극 기반의 전기화학 센서를 제작하였다. 그림 2(b)는 4.8 W의 파워로 폴리이미드 필름에 CO₂ 레이저를 조사하여 제작한 LIG 전극의 두께를 측정하기 위해 단면을 FE-SEM으로 촬영한 단면 사진이고, 이 사진으로부터 제작된 LIG 전극의 두께가 약 44.52 μm인 것으로 측정되었다.

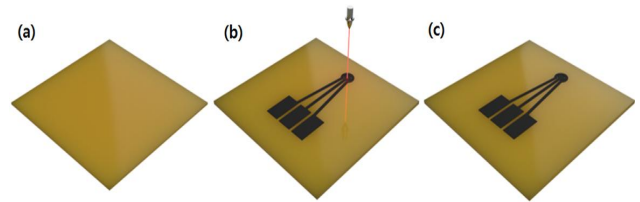


그림 1 LIG 전극 제작 공정 모식도. (a) 폴리이미드 필름 준비, (b) CO₂ 레이저를 조사하여 제작 중인 LIG 전극 패턴, (c) PI 필름 위에 완성된 LIG 전극 모습

Fig. 1 Schematic of LIG electrode fabrication (a) Preparation of polyimide film, (b) Patterning of LIG electrode by using CO₂ laser, (c) Completed LIG electrode

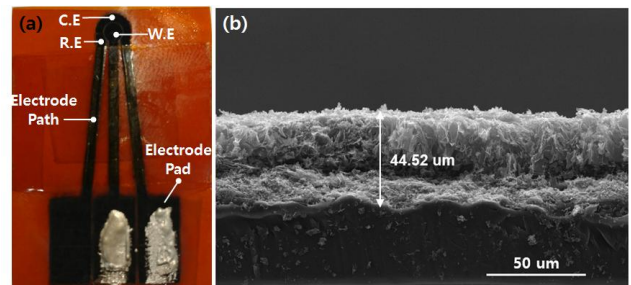


그림 2 (a) 제작된 LIG 전극기반 전기화학적 센서의 사진, (b) 제작된 LIG 전극의 단면 FE-SEM 사진과 그 안에 표시된 LIG 전극 두께

Fig. 2 (a) A photograph of the fabricated LIG electrode-based electrochemical sensor, (b) FE-SEM photograph of the fabricated LIG electrode and its thickness being shown.

2.2 구리 나노 큐브 전기도금 및 도금 전/후 결과 분석

LIG 전극의 표면에 구리 나노 큐브를 증착하기 위해 5 mM의 CuSO₄(Sigma Aldrich Co. USA)와 50 mM의 Na₂SO₄ (Sigma Aldrich Co. USA)를 혼합하여 전기도금 용액을 제작하였고, 대시

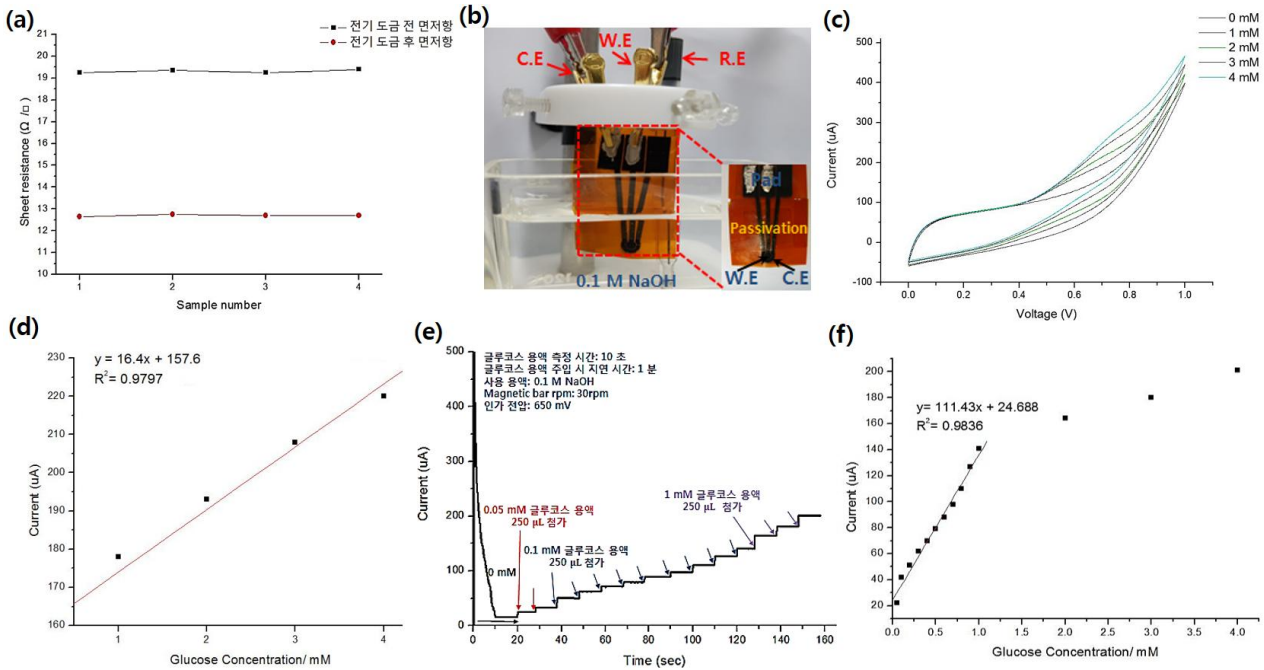


그림 3 (a) 전기 도금 전, 후 면저항 측정 결과 (b) 전기 화학 측정 시스템 (c) 글루코스 농도 별 순환전압전류법 결과 (d) 1 mM - 4 mM 글루코스 농도 별 산화 피크전류 값 상관관계 결과 (e) 글루코스 농도 별 대시간 전류법 측정 결과 (f) 0.05 mM - 4 mM 글루코스 농도 별 전류 값 상관관계 결과

Fig. 3 (a) Results of sheet resistance measurement before and after electroplating (b) Electrochemical measurement system (c) Results of cyclic voltammety measurements by glucose concentration (d) Correlation result of oxidation peak current value by glucose concentration (e) Chronoamperometry measurement result by glucose concentration (f) Correlation results of current value by glucose concentration

간 전위차법 (Chronopotentiometry)으로 350 초 동안 400 μ A의 일정한 직류 전류를 인가하여 LIG 작업 전극에 구리 나노 큐브를 증착하였다. 구리 나노 큐브의 증착 전과 증착 후의 LIG 전극의 저항을 측정하여 구리 나노 큐브 도금에 따른 저항 변화를 관찰하였다. 그림 3(a)와 같이 전기도금 전 평균 면저항 값은 15.6 Ω /□이며, 전기 도금 후 평균 면저항 값은 19.6 Ω /□로 측정되었다. 전기 도금 후 4 Ω /□의 면저항 값이 증가하였는데, 이는 구리 나노 큐브 증착 시 LIG 전극에 인가되는 전류로 인해 전극 표면이 손상되어 발생하는 문제로 판단된다.

2.3 Cu nanocube를 도금한 LIG 전극 기반 글루코스 센서의 신호 측정 분석

그림 3(b)와 같이 작업 전극(working electrode, W.E)으로는 구리 나노 큐브+LIG 전극을 사용하고, 상대 전극(counter electrode, C.E)은 LIG 전극, 기준 전극(reference electrode, R.E)은 상용 Ag/AgCl 전극을 포텐쇼스탯(potentiostat, Gamry社)에 각각 연결하여 글루코스와 0.1 M의 NaOH 용액에서 산화된 구리 나노 큐브의 전기화학 반응을 각각 측정하였다. 글루코스를 측정하기 위해 전해질 역할을 하는 0.1 M의 NaOH (Sigma Aldrich Co. USA) 용액에 다양한 농도의 글루코스를 첨가하여 순환전압

전류법과 대시간 전류법으로 전기화학적 반응을 측정하였는데, 순환전압전류법(Cycle Voltammety, CV) 측정은 100 mV/s의 스캔율과 0 V - 1 V의 스캔 범위로 설정하였고, 대시간 전류법(Chronoamperometry)은 160초 동안 0.65 V의 전압을 인가하여 측정 시간과 글루코스 농도에 따른 전류를 측정하였다.

구리 나노 큐브가 전기 도금된 LIG 전극을 사용해 글루코스를 측정하는 글루코스의 동작 원리는 다음과 같다. NaOH 용액에 Cu NC가 전기 도금된 레저 유도 그래핀 전극을 넣으면 식 (1)과 같이 CuO는 OH⁻와 산화 반응을 일으켜 CuOOH와 e⁻가 발생하며, 생성된 CuOOH와 e⁻는 글루코스와 반응하여 식 (2)와 같이 CuO, OH⁻와 글루콘산을 발생시키며 글루코스에 의한 전류는 전자에 의해 측정된다[38].



이와 같은 전기화학적 원리에 의해 0 mM, 1 mM, 2 mM, 3 mM, 4 mM의 글루코스 농도 별로 순환전압전류법으로 측정했을 때, 0.65 V에서 산화 피크전류가 측정되었고, 1 mM에서는 178 μ A, 2 mM은 193 μ A, 3 mM은 208 μ A, 4 mM은 220 μ A의 산화 피크전류가 각각 측정되었다(그림 3(c)). 글루코스 농도가 증가함

에 따라 산화 피크전류가 증가하며, 글루코스 농도에 따른 산화 피크전류의 상관관계는 그림 3(d)와 같다. 상관관계 계수는 $R^2=0.9797$ 로 높은 값을 나타내었고, 글루코스 농도가 증가함에 따라 선형적으로 전류 값이 증가하는 것을 확인할 수 있다.

글루코스 농도에 따른 대시간 전류법 측정을 진행하기 위해 0.05 mM(2회 측정), 0.1 mM(9회 측정), 1 mM(3회 측정)인 글루코스 용액을 순차적으로 각각 첨가하여 시간에 따른 글루코스 농도 별 전류 값 변화를 관찰하였다(그림 3(e)). 처음 0-20 초 동안 0.1 M NaOH 용액에서 센서의 안정화 및 포화 전류 값 측정 후, 각 농도별 250 μ L의 글루코스 용액을 마이크로피펫으로 첨가한 다음 1분 동안 센서 안정화 시간을 가지고, 이후 10초 동안 글루코스 농도 별 전류 값을 측정하였다.

0.05 mM-4 mM의 글루코스 농도에서 측정된 농도별 측정 전류를 나타낸 그래프는 그림 3(f)와 같으며, 0.05 mM-1 mM의 글루코스 농도 범위에서 상관관계는 $R^2=0.9836$ 로 높은 상관관계를 나타내며, 센서의 민감도는 $1643.31 \mu A/mM \cdot cm^2$ 로 계산되었다. 또한, 구리 나노 큐브가 도금된 LIG 전극으로 제작한 글루코스 센서는 0.05 mM-1 mM의 글루코스 농도에서 높은 선형성을 보였고, 측정 가능한 최저 글루코스 농도는 0.05 mM인 것으로 측정되었다.

2.4 LIG 전극의 유연성 테스트 결과 분석

기관이 구부러진 상태에서 LIG 전극에서 얻는 전기적 신호의 안정성을 확인하기 위해 그림 4와 같이 폴리이미드 필름 기관 위에 형성된 LIG 전극을 30°, 90°, 180°로 구부린 후 비전도성 유리 막대에 부착했으며, 10 mM의 $K_3Fe(CN)_6$ (Sigma Aldrich Co. USA)와 1 M의 KNO_3 (Sigma Aldrich Co. USA)을 혼합하여 제작된 ferricyanide 용액에 전극을 넣어서 순환전압전류법으로 전기화학 신호를 측정하였다. 그림 5는 30°, 90°, 180°로 구부러진 LIG 전극의 산화 피크전류 그래프를 보이며, 세 가지 각도로 구부러진 상태에서 각각 494 μA , 488 μA , 479 μA 의 전류가 측정되었고, 30°의 산화 피크전류와 비교하여 90°에서는 1.21%, 180°에서는 3.1%의 작은 변화를 보였다. 이를 통해 PI 필름 위에 형성된 LIG 전극의 구부러짐 각도가 증가함에 따라 산화 피



그림 4 LIG 전극 유연성 테스트 실험 모식도
 Fig. 4 Flexibility test illustration of laser induced graphene electrode

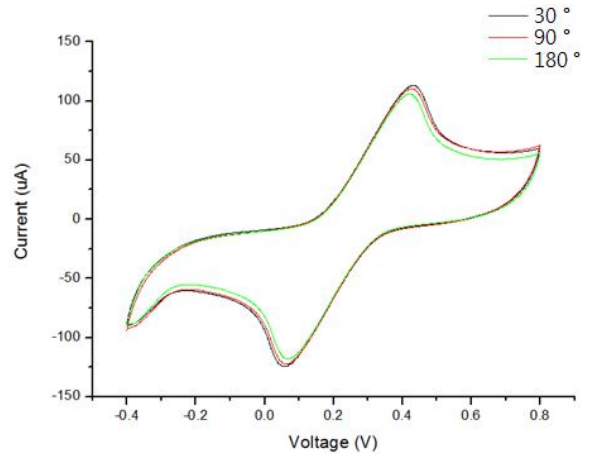


그림 5 센서 구부러짐 각도(30°, 90°, 180°)에 따른 순환전압전류법 측정 결과

Fig. 5 The results of the cycle voltammetry method according to the bending angle (30°, 90°, 180°) of the sensor

크전류가 미세하게 감소하지만, 신호의 변화가 크지 않고 LIG 전극이 구부러져도 신호가 안정적으로 측정됨을 확인했다.

3. 결 론

본 논문에서는 글루코스 측정용 유연 센서 개발을 위해 폴리이미드 필름 위에 CO_2 레이저를 조사하여 형성되는 LIG 전극 제작 방법과 구리 나노 큐브의 전기도금 방법 및 농도별 글루코스의 전기화학적 측정 방법을 설명하였으며, 0.1 M의 NaOH 전해질 용액에서 글루코스 농도 별 전류 값의 변화를 순환전압전류법과 대시간 전류법으로 관찰하였다. 또한, 폴리이미드 기관에 형성된 LIG 전극의 휨 정도에 따른 전기화학 신호의 안정성을 ferricyanide 용액에서 순환전압전류법으로 확인하였다.

구리 나노 큐브가 형성된 전극을 이용해 순환전압전류법으로 0 mM-4 mM의 산화 피크전류를 분석했을 때, 농도가 높아질수록 산화 피크전류가 증가하였으며, 농도 별 산화 피크전류 값의 상관관계 $R^2 = 0.9797$ 로 높은 상관관계를 나타내었다. 또한, 대시간 전류법으로 0.05 mM-1 mM 글루코스 농도별 측정된 전류를 분석했을 때에도 농도가 높아질수록 산화 피크전류가 증가하였으며 $R^2=0.9836$ 의 높은 상관계수가 계산되었다. 본 논문에서는 실험을 통해 0 mM-4 mM 농도에서의 상관계수보다 0.05 mM-1 mM에서 더 높은 상관계수를 갖는 것을 확인하였으며, 이를 통해 낮은 글루코스 농도에서도 충분한 신호를 보이는 것을 확인했다. 제작한 센서의 측정 가능한 글루코스의 최저 농도는 0.05 mM이었고, 민감도는 $1643.31 \mu A/mM \cdot cm^2$ 을 보였다.

폴리이미드 필름의 유연성 확인을 위해 30°, 90°, 180°로 구부러서 순환전압전류법으로 측정한 결과 산화 피크전류는 미세하게 감소하지만, 신호의 차이가 크지 않는 것을 확인하였고, 본 연구를 통해 폴리이미드 필름 기관 위에 형성된 LIG 전극은 향후

유연한 센서로서 글루코스 측정용 부착형 센서로 적용이 가능할 것으로 판단된다.

감사의 글

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Science, ICT & Future Planning (2017R1A2B 4009088, "Development of IoT-based wearable multi-sensor for human sweat analysis using laser-induced graphene electrode")

References

- [1] Wang, Junjun, et al. "Engineered IrO₂@ NiO Core-Shell Nanowires for Sensitive Non-enzymatic Detection of Trace Glucose in Saliva." *Analytical Chemistry*, Vol. 88, 12346-12353, 2016
- [2] World Health Organization. *Global report on diabetes*. World Health Organization, 2016.
- [3] Neutzsky-Wulff, Anita V., et al. "Future detection and monitoring of diabetes may entail analysis of both β -cell function and volume: how markers of β -cell loss may assist." *Journal of translational medicine*, Vol. 10, 214., 2012
- [4] Tehrani, Farshad, and Behzad Bavarian. "Facile and scalable disposable sensor based on laser engraved graphene for electrochemical detection of glucose." *Scientific reports*, Vol. 6, 27975, 2016
- [5] Wang, Joseph. "Electrochemical glucose biosensors." *Chemical reviews*, Vol. 108, 814-825, 2008
- [6] Lu, Li-Min, et al. "A nano-Ni based ultrasensitive nonenzymatic electrochemical sensor for glucose: enhancing sensitivity through a nanowire array strategy." *Biosensors and Bioelectronics*, Vol. 25, 218-223, 2009
- [7] Zhang, Wenjun, Yunqing Du, and Ming L. Wang. "Noninvasive glucose monitoring using saliva nano-biosensor." *Sensing and Bio-Sensing Research*, Vol. 4, 23-29, 2015
- [8] Mastrototaro, John J. "The MiniMed continuous glucose monitoring system." *Diabetes technology & therapeutics*, Vol. 2.1, 13-18, 2000
- [9] Wang, Xingwei. *Introduction to Biosensors*. Diss. University of Massachusetts Lowell, 1981.
- [10] Bo, Xiangjie, et al. "The nanocomposite of PtPd nanoparticles/onion-like mesoporous carbon vesicle for nonenzymatic amperometric sensing of glucose." *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 157, 662-668, 2011
- [11] Zhou, Yi-Ge, et al. "Gold nanoparticles integrated in a nanotube array for electrochemical detection of glucose." *Electrochemistry Communications*, Vol. 11, 216-219, 2009
- [12] Lee, Dong-Yun, et al. "Electrochemical Detection of Self-Assembled Viologen Modified Electrode as Mediator of Glucose Sensor." *Journal of Electrical Engineering and Technology*, Vol. 4, 106-110, 2009
- [13] Clark, Leland C., and Champ Lyons. "Electrode systems for continuous monitoring in cardiovascular surgery." *Annals of the New York Academy of sciences*, Vol. 102, 29-45, 1962
- [14] Sternberg, Robert, et al. "Study and development of multilayer needle-type enzyme-based glucose micro-sensors." *Biosensors* Vol. 4, 27-40, 1988
- [15] Koudelka, M., S. Gernet, and N. F. De Rooij. "Planar amperometric enzyme-based glucose microelectrode." *Sensors and Actuators*, Vol. 18, 157-165, 1989
- [16] Gorton, L., et al. "Amperometric glucose sensors based on immobilized glucose-oxidizing enzymes and chemically modified electrodes." *Analytica Chimica Acta*, Vol. 249, 43-54, 1991
- [17] Malitesta, Cosimino, et al. "Glucose fast-response amperometric sensor based on glucose oxidase immobilized in an electropolymerized poly (o-phenylenediamine) film." *Analytical Chemistry* Vol. 62, 2735-2740, 1990
- [18] Zhang, Yanan, and George S. Wilson. "In vitro and in vivo evaluation of oxygen effects on a glucose oxidase based implantable glucose sensor." *Analytica chimica acta* Vol. 281, 513-520, 1993
- [19] Liu, Songqin, and Huangxian Ju. "Reagentless glucose biosensor based on direct electron transfer of glucose oxidase immobilized on colloidal gold modified carbon paste electrode." *Biosensors and Bioelectronics* Vol. 19, 177-183, 2003
- [20] Park, Sejin, Hankil Boo, and Taek Dong Chung. "Electrochemical non-enzymatic glucose sensors." *Analytica Chimica Acta* Vol.556, 46-57, 2006
- [21] Hossain, M. F., and J. Y. Park. "Novel enzymatic glucose biosensor based on distributed electrodes covered with a solvothermal synthesized graphene material and platinum nanoparticles." *RSC Advances*, Vol. 6, 74453-74461, 2016
- [22] Rahman, M. M., Ahmad Umar, and Kazuaki Sawada. "Development of amperometric glucose biosensor based on glucose oxidase co-immobilized with multi-walled carbon nanotubes at low potential." *Sensors and Actuators B: Chemical* Vol. 137, 327-333, 2009
- [23] Shan, Changsheng, et al. "Graphene/AuNPs/chitosan nanocomposites film for glucose biosensing." *Biosensors*

and bioelectronics, Vol. 25, 1070-1074, 2010

[24] Chen, Chao, et al. "Recent advances in electrochemical glucose biosensors: a review." *Rsc Advances*, Vol. 3, 4473-4491, 2013

[25] Toghill, Kathryn E., and Richard G. Compton. "Electrochemical non-enzymatic glucose sensors: a perspective and an evaluation." *Int. J. Electrochem. Sci.*, Vol. 5, 1246-1301, 2010

[26] Zaidi, Shabi Abbas, and Jae Ho Shin. "Recent developments in nanostructure based electrochemical glucose sensors." *Talanta*, Vol. 149, 30-42, 2016

[27] Lin, Jian, et al. "Laser-induced porous graphene films from commercial polymers." *Nature communications*, Vol. 5, 5714, 2014

[28] Wang, Xuebin, et al. "Three-dimensional strutted graphene grown by substrate-free sugar blowing for high-power-density supercapacitors." *Nature communications*, Vol. 4, 2013

[29] Wang, Juan, and Wei-De Zhang. "Fabrication of CuO nanoplatelets for highly sensitive enzyme-free determination of glucose." *Electrochimica Acta*, Vol. 56, 7510-7516, 2011

[30] Jena, Bikash Kumar, and C. Retna Raj. "Enzyme - Free Amperometric Sensing of Glucose by Using Gold Nanoparticles." *Chemistry-A European Journal*, Vol. 12, 2702-2708, 2006

[31] Shi, Wentao, and Zhanfang Ma. "Amperometric glucose biosensor based on a triangular silver nanoprisms/chitosan composite film as immobilization matrix." *Biosensors and Bioelectronics*, Vol. 26, 1098-1103, 2010

[32] Yuan, J. H., Kang Wang, and X. H. Xia. "Highly ordered platinum - nanotubule arrays for amperometric glucose sensing." *Advanced Functional Materials*, Vol. 15, 803-809, 2005

[33] Liu, Yang, et al. "Nonenzymatic glucose sensor based on renewable electrospun Ni nanoparticle-loaded carbon nanofiber paste electrode." *Biosensors and Bioelectronics*, Vol. 24, 3329-3334, 2009

[34] Luo, Liqiang, Limei Zhu, and Zhenxin Wang. "Non-enzymatic amperometric determination of glucose by CuO nanocubes - graphene nanocomposite modified electrode." *Bioelectrochemistry*, Vol. 88, 156-163, 2012

[35] Tehrani, Farshad, Lisa Reiner, and Behzad Bavarian. "Rapid prototyping of a high sensitivity graphene based glucose sensor strip." *PloS one*, Vol. 10, e0145036, 2015

[36] Luo, Jing, et al. "A novel non-enzymatic glucose sensor based on Cu nanoparticle modified graphene sheets electrode." *Analytica chimica acta*, Vol. 709, 47-53, 2012

[37] Kang, Xinhuang, et al. "A sensitive nonenzymatic

glucose sensor in alkaline media with a copper nanocluster/multiwall carbon nanotube-modified glassy carbon electrode." *Analytical biochemistry*, Vol. 363, 143-150, 2007

[38] Molazemhosseini, Alireza, et al. "Single-use non-enzymatic glucose biosensor based on CuO nanoparticles ink printed on thin film gold electrode by micro-plotter technology." *Journal of Electroanalytical Chemistry*, Vol. 789, 50-57, 2017

저 자 소 개



김 건 종 (Geon-Jong Kim)

2016년 울산대학교 물리학과 졸업. 2016~현재 고려대학교 전기전자공학과 석사 과정 재학.

Tel : 02-3290-3648

E-mail : sah123@korea.ac.kr



김 태 헌 (Taeheon Kim)

2007년 경성대학교 멀티미디어통신공학과 졸업. 2009~현재 고려대학교 전기전자공학과 석·박사통합 과정

E-mail : page21c@korea.ac.kr



박 정 호 (Jungho Pak)

1985년 미국 Purdue 대 전기공학과 졸업(학사), 1988년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사), 1992년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박사), 1992년~1995년 미국 Intel사 책임연구원, 1995년~현재 고려대 전기전자전파공학부 교수.

Tel : 02-3290-3238

E-mail : pak@korea.ac.kr