

## 시료용액의 특성에 따른 고정화된 단일벽 탄소나노튜브의 전기적 거동

이진영 · 조재훈\* · 박철환\*\*†

상명대학교 식물식품공학과  
31066 충청남도 천안시 동남구 상명대길 31  
\*한국생산기술연구원 그린공정소재그룹  
31056 충청남도 천안시 서북구 입장면 양대기로길 89  
\*\*광운대학교 화학공학과  
01897 서울특별시 노원구 광운로 20

(2016년 7월 1일 접수, 2016년 9월 29일 수정본 접수, 2016년 9월 29일 채택)

## Electrical Property of Immobilized SWNTs Bundle as Bridge between Electrodes in Nanobiosensor Depending on Solvent Characteristics

Jinyoung Lee, Jaehoon Cho\* and Chulhwan Park\*\*†

Department of Plant and Food Sciences, Sangmyung University, 31, Sangmyungdae-gil, Dongnam-gu, Cheonan, Chungnam, 31066, Korea  
\*Green Process and Materials R&D Group, Korea Institute of Industrial Technology (KITECH), 89, Yangdaegiro-gil, Ipjang-myeon, Seobuk-gu, Cheonan, Chungnam, 31056, Korea  
\*\*Department of Chemical Engineering, Kwangwoon University, 20, Kwangwoon-ro, Nowon-gu, Seoul, 01897, Korea  
(Received 1 July 2016; Received in revised form 29 September 2016; accepted 29 September 2016)

### 요 약

현재 세계적인 이슈가 되고 있는 나노과학과 기술은 탄소나노튜브(CNTs)를 기반으로 한 바이오센서 성능 향상에 주력하고 있다. 다양한 기능성을 가진 CNTs는 높은 안정성과 바이오 수용체와 같은 생체물질과의 높은 적합성으로 이를 이용한 바이오 전극 기술에 힘입어 의학, 식품 및 환경에서 이슈가 되는 물질들을 검출하기 위한 산업적 응용 연구가 주목받고 있다. 본 연구에서는 이러한 CNTs를 이용한 전기화학적 바이오센서에 있어서 시료가 액체 상태로 검출이 예상되는데 그 시료의 화학적 특성에 따른 금 전극 사이에 고정화된 CNTs의 전자전달현상을 조사하였다. 그 결과, 시료가 극성인 경우와 무극성인 경우 고정화된 CNTs의 전자전달 현상이 다르게 나타났으며, 극성의 세기가 증가할수록 전자의 이동에 방해가 받는 것으로 확인되었다. 이는 CNTs의 양끝에 존재하는 극성 작용기와의 상호작용에 의한 것으로서 센서 디바이스 전체를 시료 용액에 침투시켜 전하이동을 관찰한 결과와 달리 안정적으로 저항값을 나타내는 것으로 확인되었다. 향후 민감도가 높은 CNTs 기반 나노바이오센서 개발 시 시료의 효과적인 전처리 공정에서 이러한 용매의 극성을 고려한 최적화 연구가 필요하다.

**Abstract** – In recent, it is worldwide issued that nanoscale science and technology as a solution have supported to increase the sensing performance in carbon nanotube based biosensor system. Containing material chemistry in various nanostructures has formed their high potentials for stabilizing and activating biocatalyst as a bioreceptor for medical, food contaminants, and environmental detections using electrode modification technologies. Especially, the large surface area provides the attachment of biocatalysts increasing the biocatalyst loading. Therefore, nano-scale engineering of the biocatalysts have been suggested to be the next stage advancement of biosensors. Here, we would like to study the electrical mechanism depending on the exposure methods (soaking or dropping) to the sample solution to the assembled carbon nanotubes (CNTs) on the gold electrodes of biosensor for a simple and highly sensitive detection. We performed various experiments using polar and non-polar solutions as sampling tests and identified electrical response of assembled CNTs in those solutions.

Key words: Carbon Nanotube, Nanobiosensor, Polar, Electron Transfer

†To whom correspondence should be addressed.

E-mail: chpark@kw.ac.kr

‡이 논문은 광운대학교 한 춘 교수님의 정년을 기념하여 투고되었습니다.

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.

## 1. 서 론

1991년 Iijima [1]에 의해서 처음 발견된 탄소나노튜브(CNTs, carbon nanotubes)는 그 성질이 견고하고 전도도가 우수하여 세포 또는 조직 내에서의 센서를 위한 마이크로 전극 개발에 있어서 이상적인 물질로 잘 알려져 있다[2-6].

실리콘 기판 상에 형성시킨 CNTs 및 금(Au) 어셈블리는 나노바이오센서의 고감도 전기적 응답반응에 영향을 주기에 충분하다. 실리콘 기판에 CNTs 증착을 위해서는 정전기적 또는 모세관적 방법을 이용하고 있으나, 실리콘 기판 상에 부착 결합력이 다른 공유결합보다는 약하여 센서의 공정과정 시 고정화된 CNTs의 손실을 야기시킬 수 있다. 하지만, CNTs에 화학적 작용기를 결합시키는 공유결합방법은 다소 결합력은 강하나 CNTs 본연의 전기적 특성에 어느 정도 영향을 줄 수 있다. 이는 공유결합 방법으로 CNTs 표면이 화학적으로 변화를 가져다 주기 때문이다. 반면에,  $\pi$ - $\pi$  적층( $\pi$ - $\pi$  stacking)을 사용한 비공유결합 방법은 단지 물리적인 힘으로 단일벽 탄소나노튜브(single-walled carbon nanotubes, SWCNTs)상에 물질을 고정화하기 때문에, SWCNT의 화학적 특성을 변화시키지 않는다[7].

CNTs의 전기전도성은 매우 우수하여 많은 연구자들이 그의 전기적 특성 연구에 많은 투자를 하고 있다. 특히 전자기동이 CNTs의 표면에서만 이루어지는 것으로 알려져 있는 SWCNTs와는 달리 MWCNTs는 CNTs층이 겹겹이 존재하여 그에 따른 자유전자의 전기적 거동이 SWCNTs 보다 복잡하다. 그러나 그 중 가장 안쪽에 존재하는 CNTs에서의 전자기동이 전체 전기적 물성을 결정한다. 따라서 SWCNTs에서는 하나의 층이 존재하여 CNTs의 전기적 거동이 안정적으로 유지될 수 있어 그만큼 센서의 역할에서도 도움을 줄 수 있다. CNTs의 전기적 특성은 자유전자의 운동형태가 나선형 또는 광학이성질체에 의존한다. CNTs는 이러한 성질에 의해서 밴드 갭(band gap)이 존재하지 않아 전자의 운동이 자유로운 금속성(metallic) CNT와 밴드 갭이 존재하여 외부의 에너지가 있어야만 전자가 이동할 수 있는 반도체성(semiconducting) CNT로 크게 나눌 수 있다. 따라서 반도체성 CNT와 달리 금속성 CNT에서는 밴드 갭이 존재하지 않아 자유전자가 외부의 영향을 미치지 않으면서 자유롭게 움직일 수 있는 금속성을 띄게 된다. 현재 많은 연구자들이 CNT의 지름에 따른 밴드 갭의 차이를 이용하여 금속성 또는 반도체성으로 쉽게 분리하는 방법을 연구하고 있다. CNT의 직경이 매우 커지면 밴드 갭이 존재하지 않는 금속성이 되며, 특히 이중벽 이상의 다중벽 탄소나노튜브(multi-walled carbon nanotubes, MWCNTs)가 만들어지기 쉽다. 바이오센서 제작에 있어서는 다양한 CNTs가 응용되고 있으며, SWCNT인 경우에 고가이지만 MWCNT와 다르게 강한 반도체성질을 지니므로 민감도가 큰 나노바이오센서 제작에 널리 이용되고 있다.

따라서, SWCNT 기반의 화학적 저항성/전계-효과 트랜지스터(chemiresistive/field-effect transistor, FET) 센서 기반의 분석 방법을 이용한 탐색은 의학적 센서로 생체 외 시스템에 적용이 용이하다. 그러나, FET 장치는 3가지 전극(작업전극, 참고전극 및 상대전극)이 필요하고 크기가 크기 때문에 표적물질을 고감도로 탐지할 수 있으나 의학적으로 생체 내 탐지 시스템으로 적용이 어려운 문제점이 있다. 소형화된 나노바이오센서는 고감도 및 고선택성으로 작은 분자를 탐지하고 정량화할 수 있어야 한다.

바이오센서에서 CNTs는 작업 전극의 활성을 증대시키는 물질로써, 안정적인 수용체 고정화에 기여하는 reservoir로서 그리고 반응에서 생성된 전자를 전극에 효과적으로 전달하는 매개체로써 이용되고 있다. 특히 전자전달 능력이 매우 탁월하여 전기화학적 바이오센서 개발에 많이 이용되고 있다. 이러한 CNTs를 바이오센서 디바이스에 고정화하기 위해서는 여러 가지 방법들이 있는 데 이 중 전기영동(dielectrophoresis) 방법이 대표적인 방법이다. 간단한 방법이지만서 유용한 방법인 전기영동법은 CNTs를 전극 사이를 연결할 수 있는 효과적인 방법이라고 증명이 되어왔다[8,9]. 이 방법은 상온에서 낮은 압력하에 이루어지는데 CNT 농도, 전압의 크기, 반응시간, 진동수 등을 최적화하여 높은 농도의 CNTs를 고정화시킬 수 있다[10-12]. CNTs 고정화를 위한 전기영동법은 세포생장[13], 박테리아 검출용 바이오센서[14], 기체 센서[15], 메모리 디바이스[16] 등에 많이 연구되고 있다[13]. 최근에는 많은 연구자들이 CNTs 어셈블리를 얇은 필름 형태로 구현하고 있으며, 이는 앞으로의 전자산업에도 크게 기여할 것으로 기대된다.

본 연구에서는 유기용매와 다양한 농도의 phosphate buffer saline (PBS) 버퍼에 따른 고정화된 CNTs에서의 검출하고자 하는 시료용액의 성질에 따른 전자전달 메커니즘을 분석하고, 이차원적인 CNTs 기반 전기화학적 바이오센서에 있어서 이들의 전기화학적 응답신호를 측정하여 실제 센서 민감도에 미치는 영향을 조사하였다. 또한, 고정화된 CNTs가 존재하는 센서 디바이스가 시료용액의 접촉 정도에 따른 전기화학적 응답신호를 조사하였다.

## 2. 실험

### 2-1. 실험 재료

순도 95% 이상의 SWCNT와 N,N-디메틸포름아마이드(N,N-dimethylformamide, DMF)는 각각 청두 유기 화합물사(Chengdu, China)와 대정사(Daejung Inc. Siheung, South Korea)에서 구매하였고, 링커인 1-피렌부탄산 숙신이미딜에스터(PBSE, 1-pyrenebutanoic acid succinimidyl ester)는 라이프테크놀로지(Life Technologies, NY, USA)에서 구매하였다.

### 2-2. 마스크 및 나노바이오센서 플랫폼의 제조

나노바이오센서 플랫폼에 금 전극을 형성시키기 위한 마스크를 나노바이오센서 플랫폼 제조 전에 제조하였다. 플랫폼 상에 전극으로 금 증착의 패턴을 일회 처리로 최대 6의 측정을 달성할 수 있도록 고안하였다. 금 증착간 거리를 대략 0.1 cm로 설정하였다. 고안된 마스크에 따라,  $4.0 \times 10^{-6}$  torr의 진공압의 조건으로 전자빔 증발기(SRN-110-1505-R2, Sorona Inc., Pyeongtaek, South Korea)를 사용하여 크롬(Cr) 도핑된 실리콘 기판의 표면에 금을 증착하였다. 표면에 전기적 흐름이 없는 상태를 확인할 수 있도록 금 증착전에 크롬 도핑된 실리콘 기판의 전도성을 측정하였다. 전극이 전기검사에 연결되었을 때, 금 전극이 적절히 작동되는지를 확인하기 위해서 금이 증착된 플랫폼의 전도성을 측정하였다.

### 2-3. 전극 사이에 탄소나노튜브의 고정화 실험

MWCNTs 보다 SWCNTs가 반도체성이 커서 센서 민감도가 다소 높은 것으로 조사되어 CNTs는 SWCNTs로 선택하였다. SWCNTs 분말을 DMF 용매에 혼합하고, 물이 충전된 초음파기(water-filled

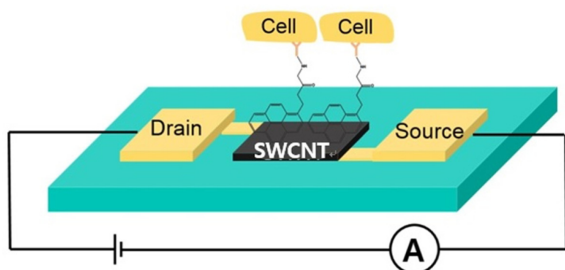


Fig. 1. Scheme of secondary dimensional SWCNTs based nanobiosensor.

sonicator, UCP-02, Jeiotech, Daejeon, Korea)를 이용하여 실온에서 120분 동안 초음파 처리하여 혼합하였다. 금 전극 사이에 각각의 공간을 확보하기 위해서 금이 증착된 나노바이오센서 플랫폼의 표면 중앙에 SWCNTs 혼합용액 5  $\mu$ L를 올려놓고 전압은 1.5 V로 약 30초 동안 전기영동(dielectrophoresis)을 실시하여 나노바이오센서 플랫폼 상에 SWCNT 어셈블리를 형성시켰다. 잔류하는 DMF 혼합용액을 제거하기 위해서, 건조 오븐으로 80  $^{\circ}$ C의 온도로 15분 동안 건조하였고, 금 전극 사이에 SWCNTs를 배열하였다. 금속 전극 사이에 SWCNTs 어셈블리의 형성 여부를 확인하기 위해서, 다발형 SWCNTs 플레이트의 저항값(k $\Omega$ )을 potentiostat (DY2013, EG Technology, Seoul, South Korea)으로 측정하였다. SWCNTs의 최적 농도는 나노바이오센서 플랫폼 상에 0.02, 0.1, 1.0, 10 mg/mL의 농도로 SWCNTs 혼합용액을 도포한 후, 1 mL의 탈이온수로 플랫폼의 표면을 5회 세척하여 측정하였다. 저항값은 세척 단계 이후에 측정하였다.

## 2.4. 액체시료에 따른 고정화된 SWCNTs bundle의 전기저항 실험

제작된 SWCNTs 기반 나노전기화학센서를 potentiostat 장치에 연결하여 액체시료에 넣기 전의 전기응답신호를 측정하여 기준(control) 값으로 사용하였다. 다양한 농도의 PBS 버퍼(0, 0.01, 0.10, 1.0, 10 M)를 만들고 potentiostat 장치에 연결된 SWCNTs 기반 나노전기화학센서를 유기용매인 톨루엔과 각각의 시료를 그 위에 dropping하거나 용액 속으로 침투시키면서 전기응답신호들을 측정하였다. 전기응답신호는 potentiostat을 사용하여 반응 후 선형주사전위(linear sweep voltammetry)를 측정하였다. 각각의 처리에서 0 V 내지 0.1 V의 전류/전압 곡선의 기울기는 전류/전압 값을 역으로 산출한 저항값과 함께 선형 회귀 분석을 사용하여 측정하였다.

## 3. 결과 및 고찰

### 3-1. Dropping되는 용매의 특성에 따른 고정화된 SWCNTs bundle에서의 전자전달 변화

고정화된 SWCNTs bundle에 다양한 특성의 용액을 적은 양으로 dropping시켜 전기적인 거동을 확인하였다. Fig. 2(A)는 버퍼나 물과 같은 극성 용매가 고정화된 SWCNTs 속으로 투과된 경우의 예상되는 모식도이다.

CNTs는 가닥 끝자락에 카르복시기(COOH) 등의 작용기가 존재하는 경우가 많다[17]. 따라서 SWCNT의 양끝은 카르복실기의 영향으로 극성, 즉 친수성으로 존재한다. 따라서, 극성(친수성) 용매가 투과될 때는 고정화된 SWCNTs 사이로 그 용액 분자가 극성 결

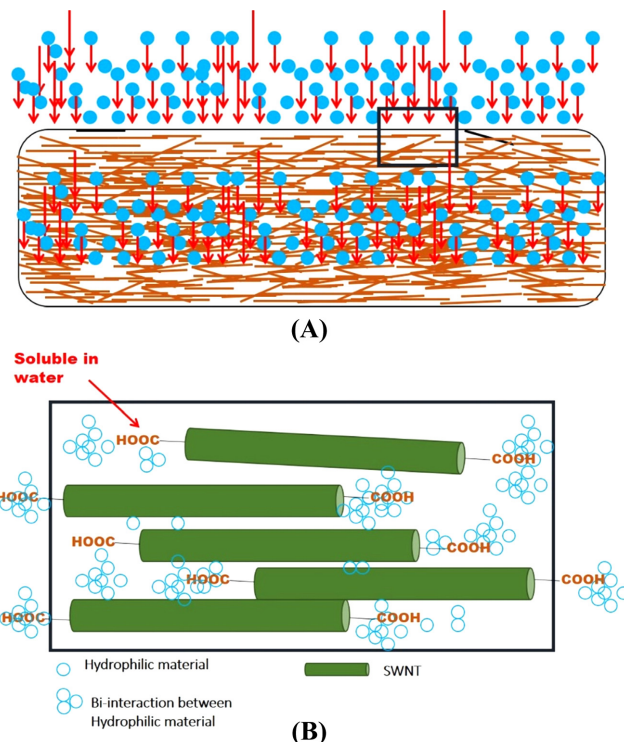


Fig. 2. Dropping polar solvent through the immobilized SWCNTs in a biosensor device (A) Scheme of penetrated polar solvent into the immobilized SWCNTs. (B) Interaction between COOH of the immobilized SWCNTs and polar solvent.

합(수소결합)에 의해 어느 정도 머물 것으로 예상된다. 그러므로, 전체적으로 고정화된 SWCNTs의 물리적 흡착 형태를 변화시키고 사이에 공간이 만들어져 SWCNTs 간에 서로 연결된 정도를 약화시켜 전자가 이동할 때 약간의 방해가 받게 된다(Fig. 2(B)).

Fig. 3(A)는 무극성 용매 즉 수소결합 등이 존재하지 않는 시료용액이 고정화된 SWCNTs bundle를 통과할 때의 예상 모식도이다.

고정화된 SWCNTs의 양 끝에 존재하는 카르복실기와 무극성(소수성) 용매 간의 인력이 존재하지 않는다. 따라서 이 때 시료용매가 고정화된 SWCNTs bundle에 머무를 수 있는 외부의 분자간 인력이 존재하지 않으므로 고정화된 SWCNTs 간의 연결상태를 그대로 유지시킬 수 있어서 전극사이의 연결이 원활히 이루어질 수 있게 된다. 그러므로, 고정화된 SWCNTs 사이로 흐르는 전류의 영향을 거의 받지 않을 것으로 예상된다(Fig. 3(B)).

실제로 극성(물과 버퍼용액) 및 무극성 용매(톨루엔)가 고정화된 SWCNTs bundle를 통과할 때 0~100 mV에서 전류(current) sweep curve를 potentiostat을 이용하여 측정하였다(Fig. 4).

그 결과 버퍼 용액일 때가 가장 저항값이 높게 나타났고, DI (deionized water)도 약 6 k $\Omega$  정도 나타내었다. 중요한 사실은 아무것도 흐르지 않은 상태에서의 고정화된 SWCNTs bundle에서의 전류이동과 무극성 용매인 톨루엔을 통과시켰을 때의 저항값이 약 4.7 k $\Omega$ 로서 서로 일치하였다. 이러한 결과는 Fig. 2와 Fig. 3에서 예상한 이론과 일치하였으며, 버퍼가 DI 보다 저항값이 높은 것으로 보아 고정화된 SWCNTs 사이에 좀더 정전기적 인력이 작용하여 SWCNTs가 전자를 이동시키는데 방해가 준다는 사실을 간접적으로 확인할 수 있었다.

CNTs는 표면이 육각형 탄소로 이루어져 있어 유기적으로 그 표

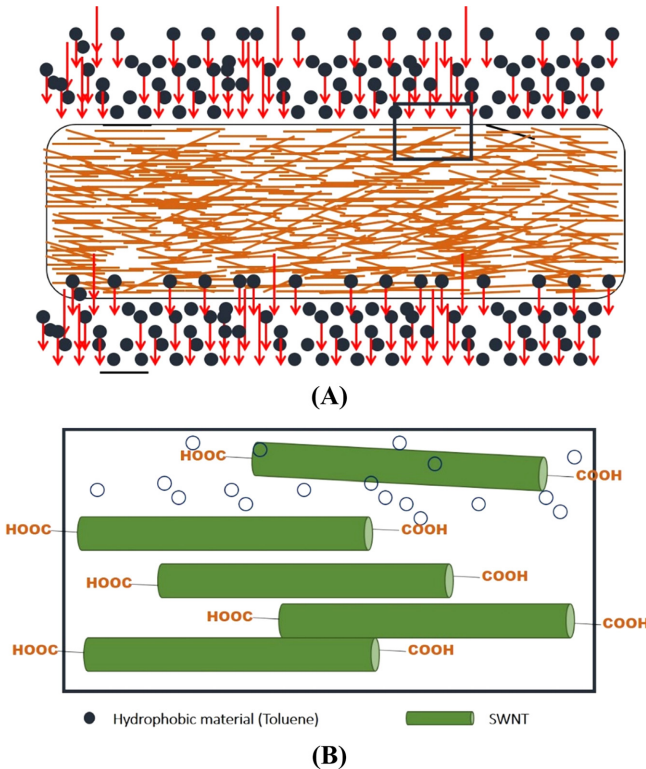


Fig. 3. Dropping nonpolar solvent through the immobilized SWCNTs in a biosensor device (A) Scheme of penetrated nonpolar solvent into the immobilized SWCNTs. (B) Interaction between COOH of the immobilized SWCNTs and nonpolar solvent.

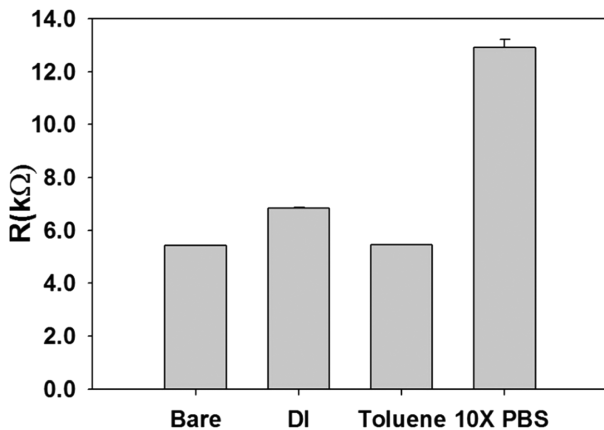


Fig. 4. Electric resistance of the immobilized SWCNTs in a biosensor device depending on various solvents.

면이 소수성(무극성)으로 되어 있다고 알려져 있다[18]. CNTs는 실제로 물이나 버퍼와 같은 극성용매에는 잘 분산되지 않는다. 또한 CNTs는 만드는 과정에서 CNT 양끝에 카르복실기를 지니기 때문에 고정화된 CNTs의 경우에는 물리적 형태의 변화에 의해서 전자의 이동이 방해되는 현상이 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 따라서, 고정화된 SWCNTs bundle에서 민감한 저항변화를 극대화시킨다면 민감도가 우수한 바이오센서 제작이 가능할 것으로 기대된다.

### 3-2. 버퍼 용액 속에서의 고정화되어 있는 SWCNTs bundle의 전기적 거동 특성

버퍼 용액 속에서의 고정화된 SWCNTs bundle의 전기적 거동을

확인하기 위하여 금 전극 사이에 고정화된 SWCNTs bundle를 다양한 농도(0, 0.01, 0.10, 1.0, 10 M)의 PBS 버퍼 용액 안으로 침투시켜 전류의 변화를 0~100 mV 내에서 potentiostat을 이용하여 측정하였다(Fig. 5).

농도가 0.01 M인 PBS 버퍼용액에 고정화된 SWCNTs bundle를 침투시키고 0~100 mV 적용전압에 따른 전류의 변화를 측정한 결과 0.03 nA 수준으로 거의 변화가 나타나지 않았다(Fig. 5(A), 5(B)). PBS 농도가 0.10 M일 때부터 전압이 높아질수록 전류값도 올라가는 직선의 경향을 나타내었다(Fig. 5(C)~(E)). 특히 PBS 농도가 0.10 M일 때에는 전압이 약 40 mV 까지는 전류가 낮고 불안정하게 나타났으나 40 mV 이상부터 일정하게 증가하는 직선의 형태가 되었다(Fig. 5(C)). 그리고 Fig. 5(D)처럼 PBS 농도가 1.0 M인 경우에는 거의 전 범위의 적용전압(0~100 mV)에서 안정된 IV curve가 만들어졌으며, 그 전류값이 100 mV에서 약 7.7  $\mu$ A까지 증가하는 것을 확인하였다(Fig. 5(D)). 마지막으로 농도가 10 M인 PBS 용액에 고정화된 SWCNTs bundle를 침투시키고 적용전압에 따른 전류의 변화를 조사한 경우, 초기 40 mV 내에서는 어느 정도 불안정한 반응을 보이다가 40 mV 이상에서는 전류값이 안정되게 변화하여 약 0.7  $\mu$ A (100 mV)까지 증가하였다(Fig. 5(E)).

실험결과 PBS 농도가 올라갈수록 전체적으로 전류값이 증가하는 경향을 나타내었다. 이는 금 전극 사이에 고정화된 SWCNTs 위에 dropping하여 얻은 전류값의 변화와 비교했을 때 상이한 결과를 나타내었다. 이는 전체적으로 장치를 용액 속으로 담금으로 인해 고정화된 SWCNTs 사이로 전자의 이동뿐만 아니라 용액상태나 전선 연결부위에서도 전자의 이동이 존재하여 전체 전류값에 영향을 준 것으로 예상된다. 특히, 전해질 내에서의 전자이동이 전체 전류값에 크게 영향을 주었고, 그로 인하여 전체 PBS 버퍼용액의 농도가 올라갈수록 전류가 증가하는 것이 관찰되었다.

따라서 이러한 실험결과와 고찰에 의하여 전체 바이오센서 장치가 샘플용액에 침투하여 분석하는 방법은 고감도의 센서시스템으로서 적합하지 않는 방법으로 확인되었다. 현장에서 센서용 샘플을 취하여 바이오센서에 적용시킬 때 그 샘플이 바이오센서로 도입되는 양은 매우 중요하게 작용된다. 실험결과 1.0 M의 PBS 용액에서 전체 적용압력 범위 내에서 어느 정도 안정된 전류값을 보였다. 그러나 그 값은 전체 전해질에 의한 전자이동이 큰 영향을 주었기 때문에 센서로서의 전기적 응답과는 관련이 매우 적으며 아주 낮은 전압에서는 불안정한 전류값이 형성되었고, 그 외의 농도인 40 mV 이하의 전압에서는 대부분 매우 불안정하게 전류값이 형성되는 것으로 보아 샘플의 센서장치와의 접촉 방법으로는 dropping 방법에 의한 검출 분석이 효과적인 것으로 확인되었다.

Dropping되는 PBS 버퍼의 농도에 따른 고정화된 SWCNTs 내에서의 전자이동의 영향을 알아보기 위해 다양한 농도(0.001, 0.01, 0.1, 1.0, 10 M)의 PBS 버퍼를 고정화된 SWCNTs bundle 위에 dropping하여 potentiostat을 이용하여 전기저항값을 측정하였다.

측정결과 PBS 버퍼의 농도가 증가할수록 응답저항값이 증가하여 10 M의 PBS 버퍼를 SWCNTs bundle 위에 dropping하였을 때에는 약 2.2 kΩ까지 도달하였다.

특히 PBS 버퍼는 생물학적 시스템에 아주 적합한 버퍼로서 시료 샘플 내의 세포를 터지지 않게 잘 유지시켜주는 세포 내 농도와 유사한 등장액이기 때문에 생물학적 실험에 널리 이용된다[19-23]. 따라서 농도가 올라갈수록 전체적인 응답 저항값이 안정적으로 올



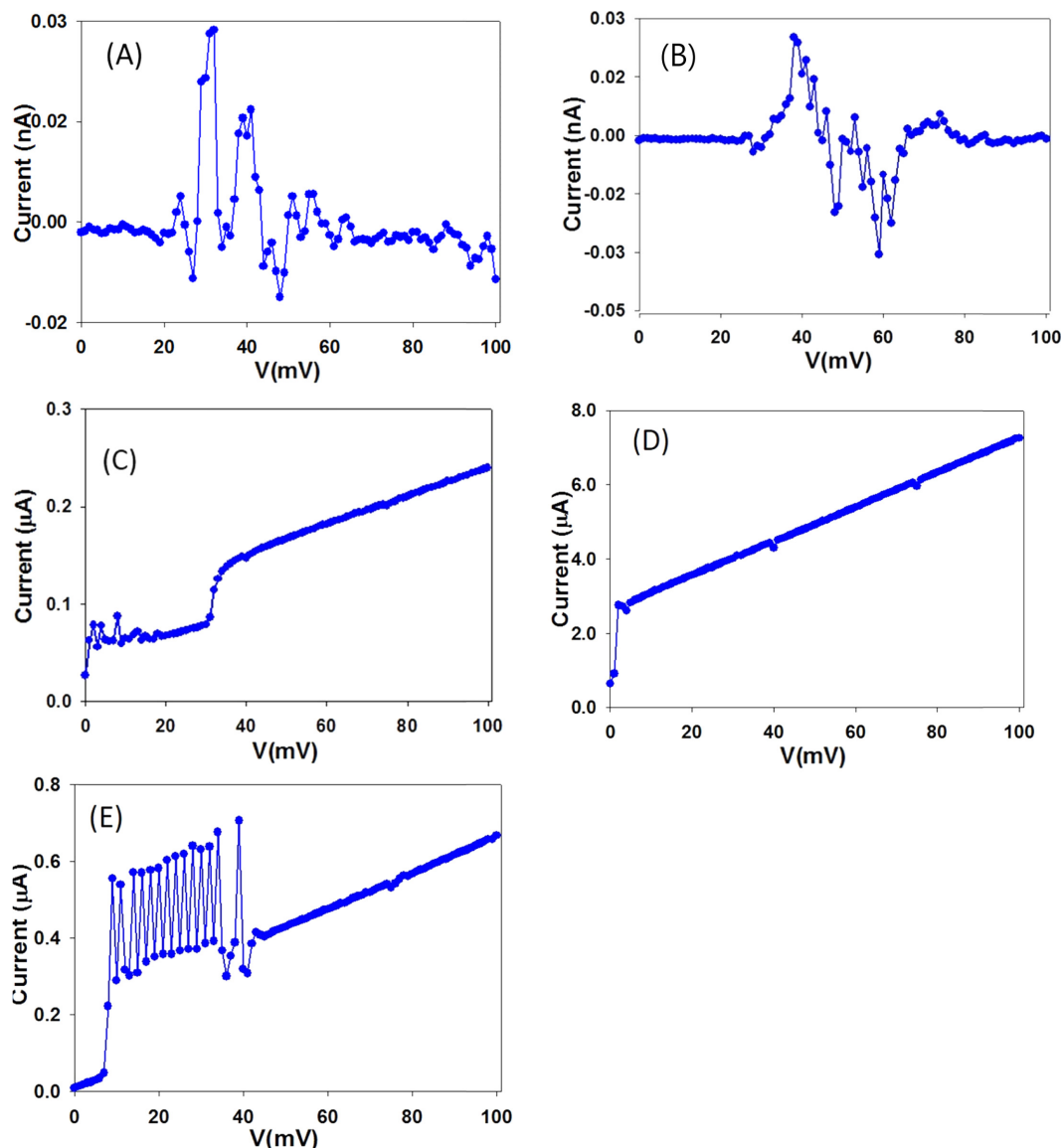


Fig. 5. Linear sweep voltammetry of the immobilized SWCNTs in sensor device put into various concentrations ((A) 0, (B) 0.01, (C) 0.10, (D) 1.0, and (E) 10 M) of PBS buffer.

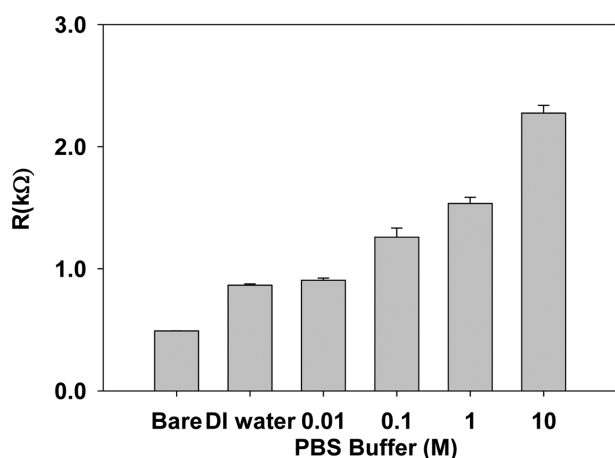


Fig. 6. Electric resistance of the immobilized SWCNTs in a biosensor device depending on various concentrations (0, 0.01, 0.10, 1.0, and 10 M) of PBS buffer.

라가는 것으로 확인되어 0.01~10 M인 일정한 농도에서의 PBS 버퍼는 바이오센서에서 실제 샘플시료의 적합한 용매로 사용될 수 있을 것으로 보인다.

#### 4. 결 론

전기화학적 나노바이오센서에 많이 적용되는 CNTs가 시료액체에 노출되었을 때 기존의 전자전달의 영향을 확인하였다. 특히 시료액체의 용매의 성질에 따라 전자전달의 영향이 달라졌는데 샘플시료의 용매가 극성인 경우에는 고정화된 SWCNTs의 양끝에 존재하는 극성 작용기와 상호인력이 존재하여 고정화된 SWCNTs의 물질적 응력이 가해서 전자전달을 방해할 받는 것으로 확인되었고, 그 극성의 세기에 따라 전기응답 저항값이 안정적으로 증가하였다. 높은 바이오센서의 민감도를 위해 샘플시료의 전처리 과정 시 이러한 극성용매의 전기적 특징을 고려하여 최적화해야 할 것으로 보인다.

## 감 사

본 논문은 한국연구재단의 이공분야기초연구지원사업의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-2015R1C1A1A02036406).

## References

1. Iijima, S., "Helical Microtubules of Graphitic Carbon," *Nature*, **354**, 56-58(1991).
2. Swamy, B. E. K. and Venton, B. J., "Carbon Nanotube-Modified Microelectrodes for Simultaneous Detection of Dopamine and Serotonin in Vivo," *Analyst*, **132**, 876-884(2007).
3. Lin, Y., Zhu, N., Yu, P., Su, L. and Mao, L., "Physiologically Relevant Online Electrochemical Method for Continuous and Simultaneous Monitoring of Striatum Glucose and Lactate Following Global Cerebral Ischemia/Reperfusion," *Anal. Chem.*, **81**, 2067-2074(2009).
4. Chung, Y. and Kwon, Y., "A Study on Performance Improvement of Glucose Sensor Adopting a Catalyst Using New Cross Liker," *Korean Chem. Eng. Res.*, **53**(6), 802-807(2015).
5. Bardhan, N. M., Ghosh, D. and Belcher, A. M., "Carbon Nanotubes as in Vivo Bacterial Probes," *Nat. Commun.*, **5**, 4918(2014).
6. Lee, J., Shin, H. Y., Kang, S. W., Park, C. and Kim, S. W., "Improvement of Electrical Properties via Glucose Oxidase-Immobilization by Actively Turning over Glucose for an Enzyme-Based Biofuel Cell Modified with DNA-Wrapped Single Walled Nanotubes," *Biosens. Bioelectron.*, **26**, 2685-2688(2011).
7. Kim, S., Park, S., Kwon, J. and Ha, K., "Preparation of Electrically Conductive Composites Filled with Nickel Powder and MWCNT Fillers," *Korean Chem. Eng. Res.*, **54**(3), 410-418(2016).
8. Gultepe, E., Nagesha, D., Casse, B. D. F., Selvarasah, S., Busnaina, A. and Sridhar, S., "Large Scale 3D Vertical Assembly of Single-Wall Carbon Nanotubes at Ambient Temperatures," *Nanotechnology*, **19**(45), 455309(2008).
9. Mureau, N., Mendoza, E., Silva, S. R. P., Hoettges, K. F. and Hughes, M. P., "In Situ and Real Time Determination of Metallic and Semiconducting Single-Walled Carbon Nanotubes in Suspension via Dielectrophoresis," *Appl. Phys. Lett.*, **88**, 243109(2006).
10. Monica, A. H., Papadakis, S. J. R., Osiander and Paranjape, M., "Wafer-Level Assembly of Carbon Nanotube Networks Using Dielectrophoresis," *Nanotechnology*, **19**(8), 085303(2008).
11. Stokes, P. and Khondaker, S. I., "Local-Gated Single-Walled Carbon Nanotube Field Effect Transistors Assembled by AC Dielectrophoresis," *Nanotechnology*, **19**(17), 175202(2008).
12. Xiao, Z. and Camino, F. E., "The Fabrication of Carbon Nanotube Field-Effect Transistors with Semiconductors as the Source and Drain Contact Materials," *Nanotechnology*, **20**(13), 135205(2009).
13. Yuen, F. L.-Y., Zak, G., Waldman, S. D. and Docoslis, A., "Morphology of Fibroblasts Grown on Substrates Formed by Dielectrophoretically Aligned Carbon Nanotubes," *Cytotechnology*, **56**, 9-17(2008).
14. Zhou, R., Wang, P. and Chang, H.-C., "Bacteria Capture, Concentration and Detection by Alternating Current Dielectrophoresis and Self-Assembly of Dispersed Single-Wall Carbon Nanotubes," *Electrophoresis*, **27**, 1376-1385(2006).
15. Lim, J.-H., Phiboolsirichit, N., Mubeen, S., Deshusses, M. A., Mulchandani, A. and Myung, N. V., "Electrical and Gas Sensing Properties of Polyaniline Functionalized Single-Walled Carbon Nanotubes," *Nanotechnology*, **21**, 1-7(2010).
16. Bartolomeo, A. D., Rinzan, M., Boyd, A. K., Yang, Y., Guadagno, L., Giubileo, F. and Barbara, P., "Electrical Properties and Memory Effects of Field-Effect Transistors from Networks of Single- and Double-Walled Carbon Nanotubes," *Nanotechnology*, **21**(11), 115204(2010).
17. Wong, S. S., Woolley, A. T., Joselevich, E., Cheung, C. L. and Lieber, C. M., "Covalently-Functionalized Single-Walled Carbon Nanotube Probe Tips for Chemical Force Microscopy," *J. Am. Chem. Soc.*, **120**, 8557-8558(1998).
18. Li, S. H., Li, H., Wang, X., Song, Y., Liu, Y., Jiang, L. and Zhu, D., "Super-hydrophobicity of Large-area Honeycomb-like Aligned Carbon Nanotubes," *J. Phys. Chem. B*, **106**, 9274-9276(2002).
19. Wang, H. L., Miyauchi, M. and Takata, T., "Initial Attachment of Osteoblasts to Various Guided Bone Regeneration Membranes. An in Vitro study," *J. Periodontal. Res.*, **37**, 340-344(2002).
20. Kalka, C., Masuda, H., Takahashi, T., Wiltud, M., Kalka, M., Marcy, S., Marianne, K., Tong, L., Jeffrey, M. I. and Takayuki, A., "Transplantation of ex Vivo Expanded Endothelial Progenitor Cells for Therapeutic Neovascularization," *Proc. Natl. Acad. Sci. USA.*, **97**, 3422-3427(2000).
21. Moldenhauer, A., Nociari, M. M., Dias, S., Lalezari, P. and Moore, M. A., "Optimized Culture Conditions for the Generation of Dendritic Cells from Peripheral Blood Monocytes," *Vox Sang.*, **84**, 228-236(2003).
22. Pollreis, A., Assinger, A., Hacker, S., Hoetzenecker, K., Schmid, W., Lang, G., Wolfsberger, M., Steinlechner, B., Bielek, E., Lalla, E., Klepetko, W., Volf, I. and Ankersmit, H. J., "Intravenous Immunoglobulins Induce CD32-Mediated Platelet Aggregation in Vitro," *Br J. Dermatol.*, **159**, 578-584(2008).
23. Jing, R., Wang, H., Jiang, S. and Zhang, Z., "Up-Regulation of the Receptor for Advanced Glycation End Product (RAGE) in Esophageal Cancer and Down-Regulation in Lung Cancer and their Relationship to Clinicopathological Features," *Lab. Med.*, **39**, 661-667(2008).