

미세전극 패터닝 기술을 이용한 바이오센서 패턴 구현

고정범*, 김형찬*, 양영진**, 김현범**, 양성욱***, 오승호***, 도양희***
최경현**,#

*한국생산기술연구원, ** 제주대학교 메카트로닉스공학과, *** 제주대학교 전자공학과

Implementation of Biosensor Pattern Using Micro Patterning Technique

Jeong Beom Ko*, Hyung Chan Kim*, Young Jin Yang**, Hyun Bum Kim**, Seong Wook Yang***,
Seung Ho Oh***, Yang Hoi Doh**, Kyung Hyun Choi**,#

*Korea Institute of Industrial Technology, ** Department of Mechatronics Engineering, Jeju UNIV
*** Department of Electronic Engineering, Jeju UNIV

(Received 25 October 2016; received in revised form 25 November 2016; accepted 8 December 2016)

ABSTRACT

The Biosensor biosensor pattern was developed by via an EHD (electro-hydro-dynamics (EHD) patterning process that was performed under atmospheric pressure at room temperature in a single step. The drop diameter was smaller than nozzle diameter and applied high viscosity conductive ink was applied in the EHD patterning method to provide a clear advantage over the piezo and thermal inkjet printing techniques. The Biosensor's biosensor's micro electrode pattern was printed by via a continuous EHD patterning method using 3three- type types of control parameters parameter (input voltage, patterning speed, nozzle pressure). High viscosity (1000 cps) conductive ink with 75 wt% of silver nanoparticles was used for experimentation. The incremental result of impedance of biosensor impedance was measured between the antibody (10 ugug/ml) to spore (0.1 ng/ml, 10 ng/ml, and 1 ugug./ml) reaction at frequency 493 MHz frequency.

Key Words : Biosensor(바이오 센서), EHD Patterning(정전기력 패터닝), Micro Electrode (미세 전극), High Viscosity Conductive Ink (고점도 전도성 잉크)

1. 서 론

최근 의료기술 발전에 의한 인구 고령화로 건강에 관한 관심이 점차 높아지고 있고, 건강관리, 조기 검진 기술, 삶의 질 향상 위한 기술에 대한 관심

도 역시 점차 증가하는 추세다. 실제로 건강 관리 및 검진을 위한 병원 이용자 수는 매년 기하급수적으로 증가하고 있지만, 다양한 기능 검사를 위해 필요한 혈액 검사는 채혈에서부터 검사 결과를 받기까지 비교적 긴 시간과 더불어 많은 불편함을 감수해야 한다는 문제점을 드러내고 있다. 하지만 최근, 이러한 문제를 해결하기 위한 자가진단 및 조기진단이 가능한 바이오센서를 개발하려는 많은 연구가 진행

Corresponding Author : amm@jeju.ac.kr

Tel: +82-64-754-3713, Fax: +82-64-752-3174

되고 있다.^[1]

바이오센서란 특정한 생체 물질에 대한 인식기능을 갖는 생물학적 수용체가 전기 또는 광학적 변환기와 결합되어 생물학적 상호작용 및 인식반응을 전기적 또는 광학적 신호로 변환함으로써 분석하고자 하는 극소량의 생체 물질을 선택적으로 감지할 수 있는 소자를 말한다.

일반적으로 바이오센서는 표적 물질을 선택적으로 인식할 수 있는 생체 감지물질(bioreceptor) 또는 생체모방 감지물질(biomimetic receptor)로 이루어진 센서 매트릭스(sensor matrix)와 반응 시에 발생하는 신호를 전달하는 변환기로 구성되어 있다.^[2]

센서 매트릭스로는 효소, 항체, 항원, 멤브레인, 수용체, 세포, 조직 및 DNA 등이 사용되고 있으며, 신호 변환 방법으로는 전류, 산화-환원, 발색, 광학, 형광, 압전, 주파수검출 등이 이용되고 있다.^[2]

바이오센서가 극소량의 생체물질을 검출하기 위해 갖추어 하는 성질 중 하나는 선택성이다. 주로 항체와의 특이적 결합을 할 수 있는 방식이 보편적으로 이용되며, 때에 따라 DNA hydration, 효소-substrate 반응 등을 사용하여 선택성을 확보할 수 있다.

또한 바이오센서 전극 물질로서 최근 탄소나노튜브, 나노와이어, 그래핀과 같은 높은 전기전도도와 넓은 표면적을 갖는 물질을 도포하여 기존 바이오센서 보다 우수한 감도의 신호변환을 개선하려는 노력이 계속되고 있다.^[3] 바이오센서의 전극 물질로 그래핀을 사용할 경우 항원 단일 DNA 분자를 표면개질을 통해 효과적으로 결합시킬 수 있으며, 항원-항체를 선택적 결합을 통해 반응신호를 효과적으로 감지할 수 있다.^[4,5]

본 연구에서는 정전기력 잉크젯 프린팅 공정 기술을 통해 50um 스케일의 미세전극을 이용하여 바이오센서의 전극을 제작하였다. 그리고 스핀코팅 기술을 이용해 그래핀 막을 전극 위에 형성하였으며, 항체를 그 위에 도포하여 항체와의 선택적 결합이 가능하도록 하였다.

바이오센서의 미세전극 제조 공정은 기존, 실리콘

기판 상에서의 노광이나 진공증착, 도금 등과 같은 복잡한 방법과 스크린 프린팅 공정과는 다른 정전기력을 통한 미세전극 패터닝 제조 방법으로 비접촉식 공정방식이다.^[6]

비접촉식 프린팅 공정에는 압전(piezoelectric) 구동, 에어로졸(acrosol), 열(thermal) 분사 방식의 헤드와 같은 기술이 있지만, 전도성이 높은 미세전극을 위한 고함량·고점도 재료를 적용하는데 한계가 있다. 하지만 고전압을 이용한 정전기력 기반의 패터닝 기술은 전기장과 유체에 유도된 전하와의 상호작용을 통해, 전기장의 방향으로 유체를 이동시켜 노즐 오리피스(nozzle orifice)를 통해 미세한 액적으로 분무 또는 토출시킬 수 있는 기술이다.^[7] 정전기력을 통한 유체의 분무나 토출은 1500년대 Gilbert가 저서 “de Magnete”에서 전기에 의한 물방울이 변형되는 현상을 보고하였고, 1882년 Rayleigh는 전자장 내에서의 액체의 불안정성을 명시하였다.^[8] 1914년 Zeleny는 유체에 전기를 직접 인가하여 액적의 분사를 최초로 실험하였고^[6], Taylor는 1965년 유체의 정전분무(electro-spray) 현상을 발견하고, 테일러 콘 젯(Taylor cone jet)에 관하여 기술하였다.^[9,10]

정전기력에 의한 유체의 토출 현상을 이용한 고성능 패터닝 헤드는 기존의 잉크젯 헤드보다 미세한 액적과 10um 이하의 미세전극을 인쇄할 수 있다는 장점을 가지고 있다.^[11,12,13] 또한 정전기력 방식의 고성능 패터닝 헤드는 구조가 간단하여 제작하기가 용이하고 노즐 오리피스의 크기보다 상대적으로 작은 액적을 토출할 수 있는 장점과 높은 생산속도로 휴대성과 1회성이 높고, 복잡한 장비 없이 자가진단을 위한 바이오센서 생산 공정으로써 유리하다.

따라서 본 논문에서 사용한 바이오센서는 정전기력 기반의 미세전극 패터닝 기술을 이용해 50um의 미세전극으로 제작되었으며, 스핀코팅 공정을 통해 그래핀을 코팅하였고, 그 위에 항체를 증착하였다. 그리고 항원-항체 반응을 이용하여 항체의 함량에 따라 센서의 감도를 측정하였다.

2. 바이오센서 패터닝 공정

바이오센서의 고성능 미세전극 패터닝 구현을 위해 정전기력 미세전극 패터닝 시스템과 정전기력 패터닝 헤드로 구분하여 실험 장치를 구성하였다. 정밀도 높은 미세전극 패터닝 실험을 위해 정전기력 미세전극 패터닝 시스템 스테이지의 위치 및 반복 정밀도 확보를 위한 설계를 적용하였다. 그리고 헤드의 정밀 제어를 위한 통합 제어 모듈을 구축하고, 개발된 다양한 정전기력 패터닝 헤드를 적용할 수 있도록 시스템을 구축하였다. 고점도 전도성 잉크의 적용을 위해 헤드의 구조 설계를 단순화 하였으며, 마이크로 용액 공급장치와 공압 제어장치를 연동하여 잉크의 메니스커스(meniscus)를 제어하였다.^[14]

2.1 정전기력 미세전극 패터닝 시스템

정전기력 미세전극 패터닝 시스템은 다양한 전도성 재료를 정전기력 기반의 패터닝 헤드를 통해 목표 기판(substrate) 위로 패터닝(patterning)하기 위한 공정 시스템이다. 정전기력 미세전극 패터닝 시스템(EHD micro electrode patterning system)은 Fig. 1과 같은 모듈 단위의 시스템으로 구성된다. 공정변수 최적 제어를 위한 주요 모듈은 잉크 유량 제어기(ink flow controller), 공압 제어기(air controller), 고전압 제어기(high voltage controller)와 정전기력 패터닝 헤드(EHD head), 2축 정밀 이송 장치(2-axis stage), 고속카메라(high speed camera), 공정 제어 시스템(main control system)으로 구성되었다. 공압 제어기는 필터를 통과시킨 드라이 에어를 주입하여, 차압 발생기(vacuum ejector)와 정압레귤레이터(air regulator) 사이에서 솔레노이드 밸브를 통해 제어된다. 잉크 유량 제어기는 잉크 챔버(ink chamber), 챔버 냉각장치(chamber cooler), 마이크로 용액 공급 장치(micro ink pump), 수위센서(level sensor)로 구성된다.^[14]

공압 제어기와 잉크 유량 제어기는 정전기력 패터닝 헤드 노출 끝 단의 초기 메니스커스를 제어하는 역할을 한다. 잉크 챔버 내의 잉크량을 일정하게 유지하기 위해 수위센서를 사용하였으며, 잉크 특성 변화를 방지하기 위해 챔버 냉각장치를 추가하여

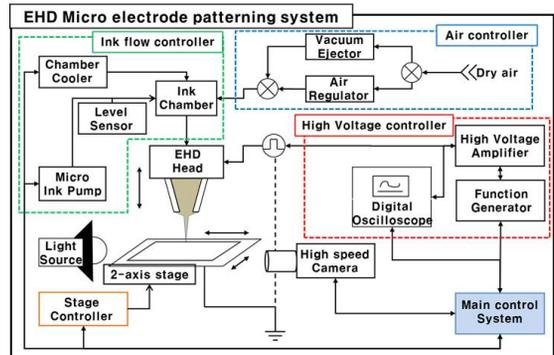


Fig. 1 Schematic of EHD micro electrode patterning system

5~10°C를 유지하도록 제작하였다. 챔버 내부의 잉크량이 감소하면 용액 공급 장치를 통해 잉크를 공급하게 되며, 공압 제어기를 통해 일정한 내부압력을 유지하게 된다. 제어 압력의 범위는 -100~100kPa이며, 제어 정밀도는 $\pm 0.1\text{kPa}$ 되도록 설계·제작하였다.

고전압 제어기는 고전압 증폭장치(high voltage amplifier), 임의 파형 발생장치(function generator)와 전압 모니터링용 오실로스코프(oscilloscope)로 되며, 이는 정전기력 패터닝 헤드에 직접 전압을 인가하여 미세 잉크 액적을 토출 시키는 역할을 한다. 제어 가능한 전압 범위는 0~10kV, 스위칭 속도는 $1\text{kV}/\mu\text{s}$ 이다. 2축 정밀이송장치(2-axis stage)는 정밀 리니어 스테이지로 구성되어 위치 및 반복 정밀도는 $\pm 5\mu\text{m}$ 이내, 최대 속도는 300mm/sec로 제어 가능하다.

2.2 미세전극 패터닝을 통한 바이오센서 제작

미세전극 구현을 위한 헤드의 전도성 잉크 토출 특성은 Fig. 2 (a) DOD(drop on demand) 모드와 Fig. 2 (b) 연속 토출(continuous jetting) 모드로 구분된다. 두 토출 모드는 초기 메니스커스 형성 과정, 인가전압의 형태 그리고 패터닝되는 형태로 구별된다.^[15] DOD모드는 메니스커스 형성과 액적 토출 단계로 구분되어 전도성 잉크를 임의 전압 파형의 주파수와 비례하여 토출하는 제어 방법으로 Fig. 2 (c)와 같이

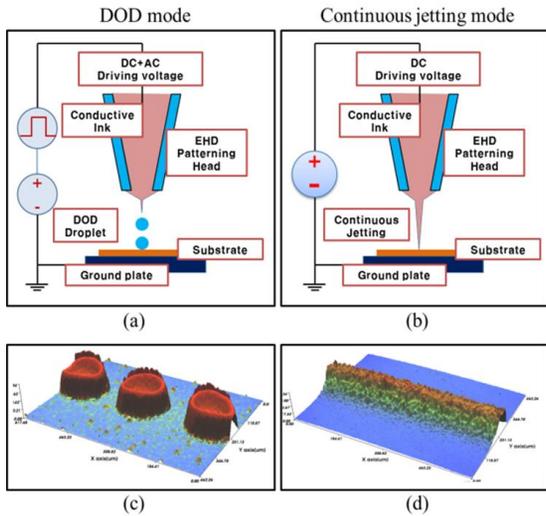


Fig. 2 EHD patterning mode by input voltage form, schematic of (a) DOD mode, (b) Continuous jetting mode and 3D scope images of (c) DOD dot pattern, (d) Continuous line pattern

dot 형태의 패턴을 보여주며, 주파수에 따라 토출 빈도를 제어 가능한 특징이 있다. 반면 연속 토출 모드는 직류 바이어스 전압에 의해 전도성 잉크를 연속적으로 토출 해내는 과정이다. 직류 바이어스에 의해 생성된 미세 전극 패턴은 DOD 모드에 비해 균일한 연속 패턴을 형성할 수 있는 특징이 있으며, Fig 2. (d)와 같이 연속적인 패턴 형태의 결과를 보여준다. 연속토출 모드는 단순한 직류 고전압 값의 제어를 통하여 미세 전극 패턴의 변화를 쉽게 관찰할 수 있는 장점이 있었으며, 바이오센서 전극제작을 위해 80 μ m 직경의 노즐로 연속토출 모드를 이용하였다.

바이오센서 미세 전극 패턴을 위한 공정조건인 잉크 공급 유량은 10 μ l/hr, 노즐과 기관 간격은 500 μ m이다. 사용된 고점도 전도성 잉크는 Ag 나노파티클 함량 75wt%, 점도 1000cP의 특성을 가지며, 전도도는 5 $\mu\Omega \cdot \text{cm}$ 이다. 50 μ m급 선폭 확보를 위해 인가전압을 1.6kV, 헤드이송속도를 25mm/sec으로 공정조건을 설정하였으며, 노즐 압력 조건은 0.1kPa로

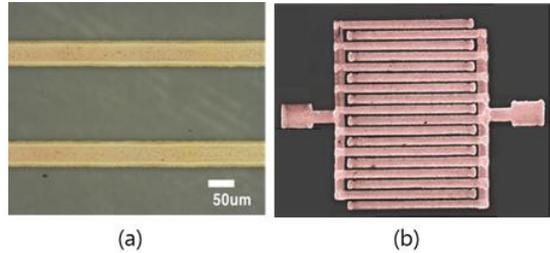


Fig. 3 Microscope images of (a) 50um electrode patterning result and (b) biosensor pattern

미세전극 선폭의 결과는 Fig. 3 (a) 50um 전극 패턴과 (b) 바이오센서 패턴의 결과로 나타내었다. Fig. 3 (b)의 바이오센서는 50um 선폭의 싱글 전극을 연속으로 80%정도 겹쳐 5회 패턴링하여 전극 두께 200um로 9쌍의 전극으로 구성하였다.

2.3 그래핀 박막과 항체 증착 공정

그래핀 박막의 증착은 스펀코터를 이용해 형성하였으며, Table. 1과 같이 공정조건을 1500rpm까지 Ramp 함수로 증가시키며 진행하였고, Fig. 4 (a) 3차원 측정결과와 (b) 2차원 측정결과로 보여주며, 면저항의 측정값은 14.3 Ω/cm , 박막균일도의 실효치 평균은 149.1nm로 측정되었다.

본 논문에서 사용한 항원은 P.larvae로 꿀벌의 미국부저병원(AFB : American foulbrood disease)균이다. 미국부저병원균인 P. larvae는 꿀벌의 범접 전염병 제1호로 방제가 어려운 가장 무서운 질병이며, 우리나라에서는 1950년 중부지방에서 처음 발견하였다. 꿀벌 유충이 유일한 숙주이며, 감염 시에는 봉군 전체를 폐기해야 할 만큼 감염력이 강하여 바이오센서로 조기 진단하여 방제에 이용하기 위한 기초 연구로서 항원균을 선정하였다.

미국부저병원균의 검출을 위해 P.larvae의 단일클론 항체를 사용하였으며 항원인 P.larvae는 PBS(Phosphate-buffer saline pH 7.2)용액으로 희석하였다.

희석농도 P. larvae/PBS는 0.1 μ g/ml, 10ng/ml, 1 μ g/ml이고, 항체의 희석 농도는 10 μ g/ml이다.

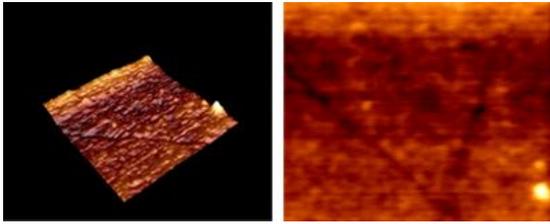


Fig. 4 AFM images of graphene coating result by (a) 3D view and (b) 2D view

Table 1 Processing value of graphene coating by spin coater

	RPM	Settling Time(Second)
1	0	10
2	500	10
3	1000	10
4	1500	60
5	0	3

항원의 코팅은 그래핀 박막을 친수성(hydrophobic) 코팅한 후, 마이크로 피펫으로 10ul를 점적 후 4°C/24hr로 건조하고, BSA(bovine serum albumin)으로 항원을 블로킹한 후 샘플을 제작하였다.

3. 바이오센서 실험 및 결과 분석

바이오센서 측정 실험은 Agilent 4395 impedance analyzer를 통해 주파수를 100kHz에서 500MHz까지 sweep하여 Fig. 5와 같이 비 가역상태와 가역 상태의 임피던스 변화를 측정하였다.

비 가역상태는 바이오센서 미세전극 패턴만 존재하는 상태와 그래핀 박막을 증착시킨 상태 그리고 항체 점적을 시킨 후로 구분할 수 있다. 가역상태는 항원을 PBS용액에 희석하여 0ml의 PBS용액 반응, 0.1ng/ml, 10ng/ml, 1ug/ml의 희석농도로 반응시켜 결과를 Fig. 6으로 나타내었다.

바이오센서의 임피던스 측정 결과 비 가역상태의 미세전극만 존재하는 상태에서 그래핀 증착 후, 항체 증착 후, 항원 반응 후 모두 임피던스의 변화를 보였다. 여기서 임피던스의 변화가 일정한 부분은

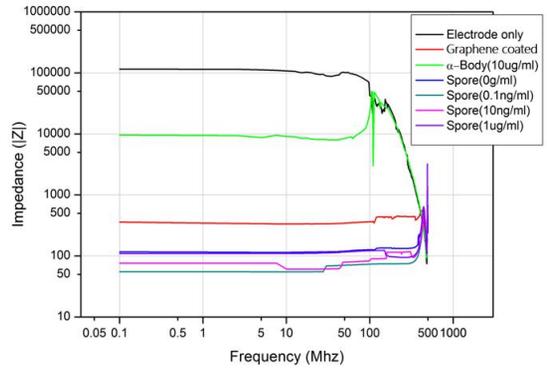


Fig. 5 Impedance of biosensor by frequency sweep

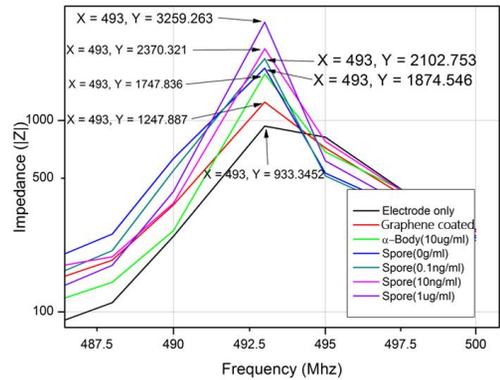


Fig. 6 Impedance result of biosensor at frequency 493MHz

Fig. 6에서 보이는 바와 같이 x축인 주파수가 493MHz인 지점에서 반응 순서에 따른 임피던스의 증가를 보였다. Fig. 6에서 보이는 바와 같이 493MHz에서 바이오센서의 각 상태를 측정하였을 때, 전극측정은 933.34 |Z|, 그래핀 증착 후에는 약 314.54 |Z|가 증가한 1247.88 |Z|, 항원 점적 후에는 약 500 |Z|가 증가한 1747.83 |Z|, PBS용액만을 가역한 경우는 약 126.71 |Z|이 증가한 1874.54 |Z|, 0.1ng항원을 가역한 경우 약 228.2 |Z|이 증가한 2102.75 |Z|, 10ng 항원을 가역한 경우 약 267.54 |Z|이 증가한 2370.32 |Z|, 1ug항원을 가역한 경우 약 888.94 |Z|이 증가한 3259.26 |Z|의 결과를 보였다. 항원, 항체의 가역 반응에 대한 임피

Table 2 95% Confidential intervals of values of impedance at frequency 493MHz(Significant level = 0.05)

	Mean	Standard deviation	Lower 95% CI	Upper 95% CI
1	933.34	60.94	898.16	968.53
2	1247.88	96.81	1191.99	1303.78
3	1747.83	27.22	1732.11	1763.55
4	1874.54	16.65	1864.92	1884.15
5	2102.75	48.48	2074.76	2130.75
6	2370.32	24.15	2356.38	2384.26
7	3259.26	187.98	3153.61	3364.91

던스의 변화량이 PBS용액만 반응한 결과보다 상대적으로 큰 차이를 보이며, 항원 반응의 경우 큰 변화는 1ug/ml 임을 알 수 있다.

바이오센서의 항원 점적 농도별 임피던스 변화량에 대한 통계적 유의성을 Table. 2와 같이 분석하였다. Table. 2의 1은 전극만을 측정하였을 때, 2는 그래핀 증착 후, 3은 항원 점적 후, 4는 PBS 용액 가역반응 후, 5는 0.1ng 항원 점적 후, 6은 10ng 항원 점적 후, 7은 1ug 항원 점적 후 각각의 평균값과 표준편차, 95%의 신뢰구간을 보여준다.

Table. 2의 신뢰구간 구간 분석으로 항원 농도 0.1ng/ml과 10ng/ml에서의 임피던스 변화 차이는 $\pm 300 |Z|$ 이하로 변화가 미비하지만, 1ug/ml에서는 $\pm 500 |Z|$ 이상의 차이를 보여 본 논문에서 제작된 바이오센서의 신뢰할 수 있는 검출 가능한 최소 항원 농도는 1ug/ml로 유추 할 수 있다.

본 실험 결과로 정전기력 잉크젯 공정을 이용한 미세전극으로 제작된 바이오센서의 특징은 특정 주파수에서 임피던스를 측정하여 항원-항체 반응을 측정할 수 있었음을 보였고, 항체가 없는 비 가역 반응 보다는 항원을 가역한 임피던스 반응을 통해 충분히 항원을 검출할 수 있음을 보였다.

4. 결 론

바이오센서는 안정성, 감도 등이 뛰어나 실시간으로 정확하게 질병을 진단할 수 있기 때문에 많은 잠재력을 가지고 있다. 또한 의학 분야뿐만 아니라 공

업프로세스나 환경계측 등의 분야에서도 활발히 응용 될 것으로 기대된다. 하지만 재현성, 신뢰성 그리고 대량생산을 위한 공정적인 문제 등이 개선되어야 한다.

본 논문에서는 비접촉식 정전기력 잉크젯 패터닝 공정을 이용한 바이오센서를 제작하고, 공정을 전극 패터닝, 박막 코팅, 항원 증착, 항체 테스트의 4단계로 단순화할 수 있었다. 또한 간단한 구조의 바이오센서를 이용하여 생체 물질을 복잡한 장비 없이 임피던스 측정만으로 감지 할 수 있음을 보였다. 바이오센서를 상온·상압에서 제조 가능한 4단계의 공정을 통해 추후 멀티노즐 도입 시에는 저가의 대량생산 공정으로 발전 가능하리라 생각된다.

미래의 스마트한 바이오센서가 갖추어야 하는 중요한 성질은 선택성과 측정시간일 것이다. 바이오센서의 경우 대부분 항원-항체 반응으로 선택성을 확보하지만, 결합 메커니즘적인 이슈뿐만 아니라 측정하고자 하는 물질 이외의 다른 물질들이 항체와 결합하여 저항을 변화시키는 비특이적 결합 문제 대해서도 해결되어야 할 것이다. 그리고 측정대상 생체 물질을 검출하기 위한 기존의 배양과정을 단축시킬 수 있는 현장 즉각 진단 형 바이오센서의 연구와 진단 단말기 등의 연구를 후속연구로 진행하고자 한다.

후 기

이 논문은 2016년도 대한민국 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원과(No. NRF-2014R1A2A1A01007699) 2014년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단 기초연구사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2014R1A6A3A01058628).

REFERENCES

1. "Biosensor Industry Trends", Korea Electronics Association, 2007
2. Cui Y, Wei Q, Park H, Lieber CM, "Nanowire nanosensors for highly sensitive and selective

- detection of biological and chemical species”, Science, Vol. 293, pp.1289-1292, 2001
3. Kim, G, Mun JH, Om AS, “Nano-particle enhanced impedimetric biosensor for detection of foodborne pathogens”, Journal of Physics, Vol. 61, pp.555-559, 2006
 4. Ko, S, Grant SA, “A novel FRET-based optical fiber biosensor for rapid detection of salmonella typhimurium”, Biosens, Bioelectron, Vol. 21, pp.1283-1290, 2006
 5. Pal SE, Alocilja EC, Downes FP, “Nanowire labeled direct charge transducer biosensor for detecting Bacillus species, Biosens”, Bioelectron, Vol. 22, pp.2329-2336, 2007
 6. K. Rahman, et. al., “Fine-resolution patterning of copper nanoparticles through electrohydrodynamic jet printing”, Journal of Micromechanics and Microengineering, Vol. 22, No. 6, 065012, 2012
 7. S. Lee, D. Byun, S. J. Han, S. U. Son, Y. J. Kim, H. S. Ko, “Electrostatic Droplet Formation and Ejection of Colloid”, 2004 MHS, 2004
 8. Rayleigh, L., “On the Equilibrium of Liquid Conducting Masses Charged with Electricity”, Phil. Mag., Vol 14, pp 184-186, 1882
 9. Zeleny, J., “The Electrical Discharge from Liquid Points, and a Hydrostatic Method of Measuring the Electric Intensity at Their Surfaces”, Physical Review, Vol. 3, Issue 2, pp. 69-91, 1914
 10. Taylor, G. I., “Disintegration of Water Drop in an Electric Field”, Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences, Vol. 280, Issue 1382, pp. 383-397, 1964
 11. Lee, Dae-young, Shin, Yun-soo, Park, Sung-Eun, Yu, Tae-U, Hwang, Jung-ho, “Electrohydrodynamic Printing of Silver Nanoparticles by Using a Focused Nanocolloid jet”, Applied Physics Letters, Vol. 19, pp. 90-92, 2007
 12. Hakiiai, K. Ishida, Y. Matsuzaki, K.Baba, A, Asano, T, “Electrostatic Droplet Ejection Using Planar Needle Inkjet Head”, Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 44, No. 7B, pp. 5781-5785, 2005
 13. Joffre, C., Prunet-Foch, B., Berthomme, S., and Cloupeau, M., “Deformation of Liquid Meniscus Under the Action of an Electric Field”, Journal of Electrostatics, Vol. 13, No. 151, 1982
 14. Ko, J. B., Kim, H. C., Dang, H. W., Yang, Y. J., Choi, K. H., Doh. Y. H., “Implementation of High Performance Micro Electrode Pattern Using High Viscosity Conductive Ink Patterning Technique”, Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 31, No. 1, pp.83-90
 15. A. Jaworek, A. Krupa, “CLASSIFICATION OF THE MODES OF EHD SPRAYING”, Journal of Aerosol Science, Vol. 30, No. 7, pp. 873-893, 1999