

◆ 특집 ◆ 나노-바이오 센서 메커니즘과 계측

# 전기화학적 방식에 의한 탄소나노튜브 바이오 센서 기술

## Carbon Nanotube Biosensor Technology using Electro-analytical Method

✉ 윤여흥<sup>1</sup>, Mark J. Schulz<sup>2</sup>, Vesselin Shanov<sup>2</sup>  
✉ YeoHeung Yun<sup>1</sup>, Mark J. Schulz<sup>2</sup> and Vesselin Shanov<sup>2</sup>

1 Internal Medicine & Nano Institute, University of Cincinnati, OH, 45219

2 University of Cincinnati, OH, 45219

✉ Corresponding author: yunyg@email.uc.edu, Tel: 001-513-556-2060

Key Words: Carbon Nano-tube (탄소나노튜브), Electro-Analytical Method (전기분석화학적 방법), Bio-Sensor (바이오 센서), Chemical Vapor Deposition (화학적 기상성장법)

### 1. 서론

최근 탄소 나노 튜브(Carbon Nano Tube; CNT)의 고유한 특성인 전기 전도성, 기계적 강도, 가벼움, 열전도성 및 광학적인 성질과 그 구조적인 특성으로 인하여, 전기 신호를 전달하는 나노 사이즈의 전선 및 전극의 연구가 많이 진행되고 있다. 동시에 나노 튜브는 화학적으로 비활성(inert) 재료이기 때문에, 센서로써 사용 가치는 무한하다고 할 수 있겠다.

특히 최근 나노 튜브 합성연구의 발전으로 다양한 형태의 나노 튜브가 저렴한 가격으로 공급되고 있다. 이러한 잘 제어된 나노 튜브를 이용하여 기계적 변위 및 스트레인 센서, 광량 센서, 가스센서, 온도 센서, 음향 센서 등의 다양한 기계적, 물리적, 화학적 센서들이 연구되고 있다. 특히 나노 튜브를 이용한 바이오 센서는 기존의 센서에서는 불가능했던 극미소량 검출 및 소형화가 가능하기 때문에 최근 많은 연구가 이루어지고 있다.

본 논문은 탄소 나노 튜브를 이용한 전기화학적 방식의 바이오 센서에 관한 최근의 연구를 소개하고자 한다. 구체적으로 1) 분말(powder) 형태의 나노 튜브부터 어레이(array)의 다양한 형태에

이르는 나노 튜브 생성방법과 그 특성, 2) 나노 튜브 기능화 전략, 3) 효소(enzyme) 기반 바이오 센서, 4) 항체(antibody) 기반 면역센서, 그리고 5) 계측장비의 구성 등으로 설명하고자 한다. 특히 나노 바이오 센서에 관한 연구를 공학적 입장에서 접근하여 전기 화학적 센서를 어떻게 구성할 수 있는지, 더 나아가 데이터 습득방법 등 계측 관점에서 서술하고자 한다.

### 2. 탄소 나노 튜브(CNT)

탄소 나노 튜브는 그래파이트(graphite)가 말아진(rolled-up) 구조로써 그 구조적 특성에 따라서 Table 1 과 같이 SW(Single-wall) CNT, DW(Double-wall) CNT, MW(Multi-wall) CNT, CNF(Carbon Nano-Fiber)로 크게 나눌 수 있으나, 최근에는 Carbon Nanosphere, Nanoshell 등 다양한 다른 형태들도 보고되고 있다. 이론적으로는 나노 튜브는 구리(Cu)보다 좋은 전도성을 가지며, 다이아몬드보다 강하고, 특히 SW CNT 는 방향성(helicity)에 따라 반도체, 도체적인 성질을 가지고 있다. 또한 Aspect ratio 가 크며, 표면의 기능화를 통하여 폴리머 등과 같이 복합재료로써 사용할 수 있다.

Table 1 Characteristics of different CNTs

Type	Characteristics
SWCNT	0.3~2.0nm Dia., 200~400nm length; grown by catalyzed CVD and other methods
DWCNT	2.0~4.0nm Dia., 1~50 micron length, grown by CVD of methane over cobalt nano-particles supported on porous MgO nano-particles
MWCNT	10~50nm Dia., 1~50 micron length, grown by CVD
Carbon Nano Fiber(CNF) Pyrograf III trade name	70~200nm Dia., 50~100 micron length; walls are at an angle of 20degrees, carbon crystal structure, produced as a vapor by decomposing hydrocarbons with a catalyst, hydrogen sulfide, and ammonia, different grades: PR-24-LHT LD; PR-19 LHT LD; PR-24 PS HD

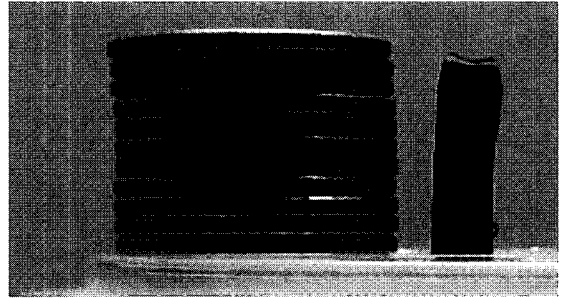
### 3. 탄소 나노 튜브(CNT)의 성장

탄소 나노 튜브를 성장시키는 방법은 크게 1) 아크 방전법 (Arc Discharge), 2) 화학기상 증착법 (Chemical Vapor Deposition; CVD), 3) 레이저 어블레이션(Laser Ablation)으로 나눌 수 있으나 이 외의 여러 방법도 보고되고 있다. 기본적으로 이러한 방법은 높은 온도에서 메탄, 에탄같은 탄소 소스를 분해하여 생긴 탄소 원자를 철, 니켈, 코발트 등의 촉매에 응축시켜 나노 튜브를 성장시키게 된다. 플라즈마 화학기상 증착법(Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition; PECVD)을 이용하면 개개의 나노 튜브를 정렬할 수 있는 반경이 큰 나노 튜브를 생성할 수 있다. 반면에 CVD 를 이용하면, 불순물이 없는 고순도, 고밀도의 정렬된(aligned) 나노 튜브를 성장시킬 수 있고, Scale-up 이 가능하기 때문에 나노 튜브를 어레이 형태로 대량 생산할 수 있다.

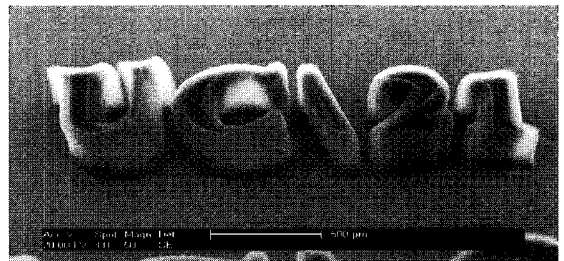
Fig. 1 에서 보는 바와 같이, 본 대학 연구 그룹은 세계에서 가장 긴 나노 튜브 어레이를 성장시킨 세계적인 연구 그룹을 이끌어 나가고 있으며, 대량 생산의 가능성을 처음으로 열었다 하겠다.

나노 튜브는 성장시키는 방법에 따라 분말 형태와 정렬된 구조로 나눌 수 있으며, 분말형태의 나노 튜브는 재처리(post-processing) 과정을 거쳐서, 스크린 인쇄 전극(Screen-Printed Electrode)이나 복합재료 형태의 전극으로 바이오 센서에 사용될 수

있으며, CVD 나 PECVD 로 생성된 고가의 나노 튜브는 초감도를 지니는 센서를 제작할 수 있다.



(a)



(b)

Fig. 1 CNT Array: (a) 11 quarters of coins were stacked along with CNT array and (b) UC symbol of CNT array

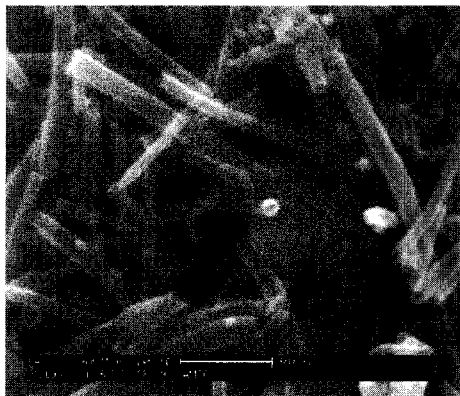
### 4. 탄소 나노 튜브(CNT)의 기능화

양질의 나노 튜브가 바이오 센서로 사용되기 위해서는, 먼저 나노 튜브로 부터 무정형(amorphous) 탄소나 철, 코발트 등의 금속 촉매 등을 제거하기 위한 정제과정이 필요하다. 다음으로, 앞 논문에서 기술한 바와 같이 나노 튜브를 기능화시키고 효소, 항체, DNA, RNA, PNA 등과 같은 적절한 바이오 분자를 나노 튜브에 공유결합 시켜서 센서의 특성을 가져야 한다. 반대로 너무 많은 부분의 나노 튜브를 기능화 처리하면, 나노튜브에 결함(defect)을 만들어 센서로써 나노 튜브의 고유한 특성을 잃을 수 있다. 나노 튜브를 산소 플라즈마나 강한 산에 처리하면, 카복실기(carboxylic group)나 아민기(amine group)등의 기능기를 만들 수 있으며, 이는 적절하게 활성화시켜 효소, 항체, DNA, RNA, PNA, 단백질 들을 나노 튜브에 공유결합시킬 수 있다. 공유결합뿐만 아니라 물리적인 결합을 이용할 수도 있고, 폴리파이롤(Polypyrrole)

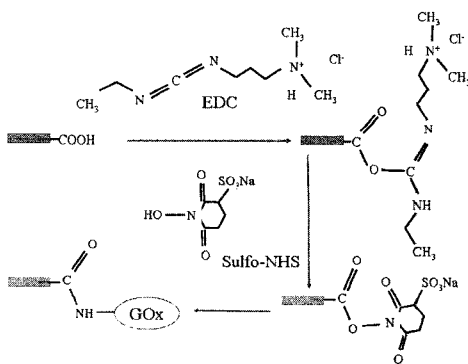
이나 폴리에틸렌글리콜(Poly Ethylene Glycol; PEG) 등의 폴리머로 코팅함으로써 단백질들을 붙일 수 있다.

**5. 전기화학 방식에 의한 CNT 효소 센서**

전기화학 방식에 의한 나노-바이오 센서는 앞 논문에서 설명한 바와 같이 측정하고자 하는 분자 (analyte)가 센서 끝 단에 있는 효소와 반응을 하게 되며, 이 반응을 통하여 새로운 생성물이 발생된다. 이러한 생성물은 전기화학적 방법중의 하나인 Amperometric 방법을 이용하여 검출할 수 있다.



(a)



(b)

Fig. 2 Functionalized CNF and strategy to immobilize GOx on the open-end of CNF

이러한 바이오 센서를 만들기 위해서는, 앞에서 기술한 바와 같이 황산, 질산, 염산 등의 강산 등을 이용하여 나노 튜브를 처리하게 된다. 그리하면 Fig. 2(a)와 같이 나노-화이버 끝 단이 열리면서 카복실기(carboxylic group)를 형성한다. 이

러한 나노 튜브의 카복실기는 Fig. 2(b)에서와 같이 1-ethyl-3-(3-dimethylaminopropyl) Carbodiimide Hydrochloride (EDC) 같은 화학물질을 이용하여 활성화시킬 수 있으며, 이는 포도당 산화효소 (Glucose Oxidase, GOx) 같은 효소, 또는 항체, DNA/RNA/PNA 등을 나노 튜브에 공유 결합시킬 수 있다.

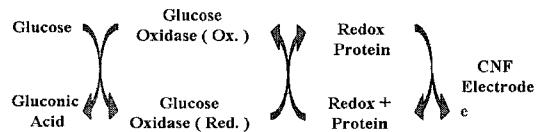


Fig. 3 Enzyme-based biosensor mechanisms for the glucose biosensor

Fig. 3 은 탄소 나노 전극을 이용한 효소 센서의 전형적인 예를 보여주고 있다. 탄소 나노 파이버(CNF) 끝 단에 포도당 산화효소를 공유결합시켜 놓은 바이오 센서는 포도당(glucose)을 만나면 포도당 산화효소가 반응하게 되고, 과산화수소(H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>)를 생성하게 된다. 이러한 과산화수소는 어떤 전압 이상을 걸어주면 물이 되면서 전자를 내놓는다. Potentiostat 방법은 이와 같이 내놓는 전자를 계측하기 위한 방법이다. 이는 일정 전압을 걸어주고 전류를 측정하는 것으로, 그 전류 값이 결국 측정하고자 하는 포도당 양이 되는 것이다.

Potentiostat 이란 작동전극(working electrode), 여기서는 나노-바이오 센서를 기준 전극과 비교하여 항상 같은 전압을 유지하기 위하여 보조 전극을 통하여 전류를 조정하면서 제어하는 역할을 하고 있다.

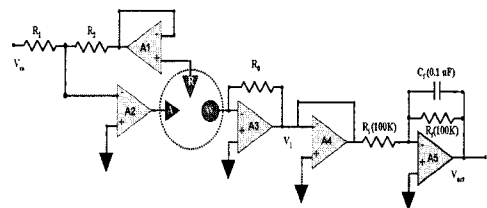


Fig. 4 Potentiostat electrical circuit for an electrochemical cell with current to voltage convert

Fig. 4 는 휴대용 바이오 센서를 위한 세 개의 전극으로 구성된 Potentiostat 회로구성을 보여주고

있다. 입력전압( $V_m$ )은 A2 증폭기를 통하여 반전 증폭되며, 동시에 A1 증폭기는 기준 전극(reference electrode)으로부터 A2 증폭기에 feedback 된다. 이와같이 함으로써 기준 전극과 작동 전극 사이에 항상 일정한 전압이 걸리게 된다.

이러한 Amperometric 센서는 나노-바이오 전극에 일정한 전압을 입력하여, 그 전류의 양을 측정함으로써 용액 속의 계측하고자 하는 분석물질(analyte)의 양을 측정할 수 있다. 실제로 계측관점에서 볼 때, 전류의 양은 직접적으로 측정이 불가능하여 Fig. 4 에서와 같이 끝 단에 전류를 전압으로 변환하는 Current-to-Voltage 변환기를 설계해야 하며, 더불어 전자기 차폐와 60Hz 전원 노이즈 등을 차단하기 위한 필터를 설계하여야 한다.

이러한 기본 개념을 바탕으로 하여, 무선으로 계측 가능한 바이오 센서 시스템을 Fig. 5 에서 보는 바와 같이 구축하였다. 이는 Lab on a chip 기반의 탄소 나노 튜브 바이오 센서, Potentiostat, PDA, 블루투스(Bluetooth) 무선모듈, National Instrument사의 CF Card(Model: CV6004) 및 PC 로 구성되어 있으며, PDA 는 PC로부터 명령을 받아 Potentiostat으로 포도당 양을 계측하고 다시 블루투스 무선모듈을 통하여 메인 PC 모니터에 그 결과치가 나타나게 된다.

이와 같이 개발된 당뇨 센서의 응용 범위는 광범위 하다. 실제 인슐린 분비의 면역장애로 발생하는 당뇨병은 각종 합병증을 유발하는 치사율이 높은 병이다. 나노 튜브의 엄청난 표면적과 전극의 고유 특성을 이용하여 Fig. 6 에서 보는 바와

같이, 직접 피부의 땀의 당량을 측정하는 비침습성 센서(noninvasive sensor) 개발이 진행중이다. 피부는 각질(stratum corneum, 5~20  $\mu\text{m}$ ), 표피(epidermis, 50~100  $\mu\text{m}$ ), 진피(dermis, 0.25~4.0mm)로 구성되며, 만약 나노 튜브가 피부의 각질층 부분을 효과적으로 샘플링할 수 있다면 센서로써 가능성이 크할 것이다. 이는 기계적인 임피던스 매칭이나 나노 튜브의 화학적 기능화가 중요하다. 이와 같이 하여 얻어진 결과는 실제 혈액(blood)상의 테스트 결과와 비교하여 그 관계를 규명해야 한다.

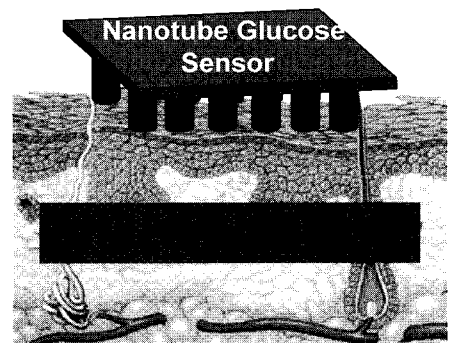


Fig. 6 CNT biosensor to detect glucose on skin

이와 같은 예로 살펴 본 기본 시스템은 전기화학 방식의 다른 바이오 센서, 가령 C4, TNT 같은 폭발물 센서나 물의 오염도를 측정하는 전기화학 방식의 센서에서 똑같이 적용된다고 할 수 있겠다.

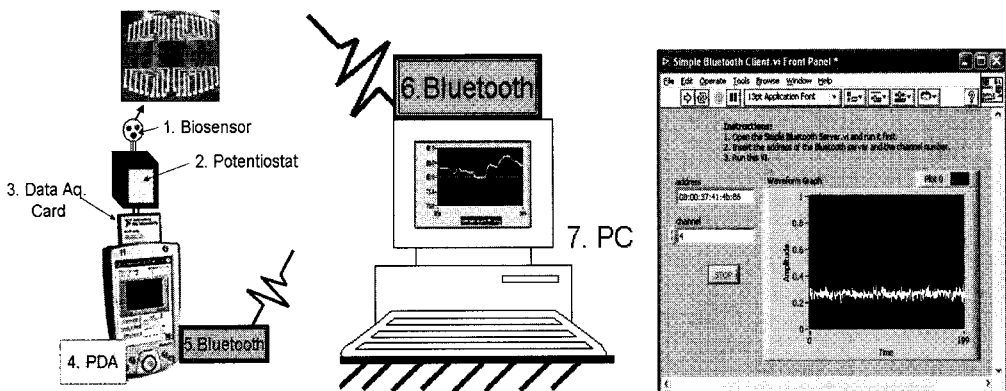


Fig. 5 Integrated biosensor-wireless system: 1. BioNEMS Biosensor, 2. Potentiostat, 3. CF card, 4. PDA, 5. Enabled Bluetooth, 6. USB Bluetooth, and 7. PC with LabVIEW Developed PDA and PC software panel for bluetooth data acquisition for remote Glucose measurement

### 6. CNT 면역 센서 및 기타 센서

기존의 클리닉(Clinic) 검사(diagnoses)에서 사용되는 엘라이자(Enzyme-Linked Immunosorbent Array; ELISA), 방사면역검정법(Radio-immunoassay) 및 전기영동 면역에세이(Electro-phoretic immunoassay) 장비들은 가격이 비싸고 절차가 많이 필요하여 시간이 오래 걸린다는 단점이 있다.

최근에는 나노 튜브를 이용한 전기화학 센서를 구성하여 간단하고 신속하게 결과를 얻을 수 있는 방사선이나 형광처리가 필요없는(label-free) 면역 센서가 병원에 가지 않고 재택에서 직접 측정가능한(Point-Of-Care Testing; POCT) 디바이스로 연구되고 있다(Fig. 7). 이는 크게 나노튜브 어레이 방식과 SWCNT 기반의 전계효과트랜지스터 (Field-Effect Transistor; FET) 방식으로 나눌 수 있다.

이러한 면역 센서는 나노튜브에 특정한 항체를 부착하여 측정하고자 하는 항원(antigen) 이 붙을 때, 임피던스나 전도성이 변하는 것을 측정하는 것이다. 이러한 방식을 이용하여 본 그룹도 전립선 암 센서, 골다골증 센서, 박테리아 및 바이러스 센서들에 이르기 까지 다양한 센서를 연구 중이며, 이러한 센서는 기존에 불가능했던 극미소량을 검출할 수가 있어서 각종 질병의 조기진단을 가능하게 하고 있다.

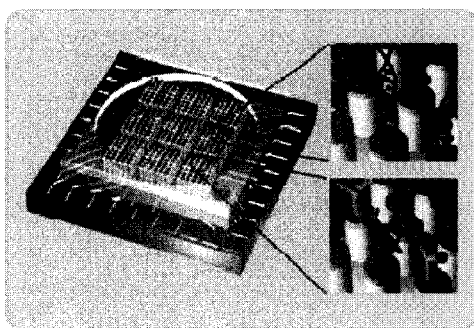


Fig. 7 CNT multiplex electronics biosensor and Inset on the right side show how DNA and antibody can be immobilized

또한 나노 튜브에 특정한 앵터머(aptamer)나 올리고클레오티드(oligonucleotide) 등을 부착하여, DNA 나 RNA 등의 특별한 순서(sequence) 를 검출하는 센서도 기존의 PCR(Polymerase Chain Reaction)를 대체할 수 있는 차세대 연구과제로 진

행 중이다. 나노튜브에 siRNA (Short Interfering RNA)나 안티센스 핵산 (Antisense Nucleic Acid)들을 부착하여 원하는 세포만을 선택적으로 제거하는 유전자요법(Gene-therapy)도 활발이 연구되고 있다.

Fig. 8 과 같이 나노튜브의 기하학적, 기계 및 전기적 특성을 이용한 세포 및 조직(tissue)과 인터페이스를 제공할 수 있는 전극 개발도 활발이 이루어지고 있다.

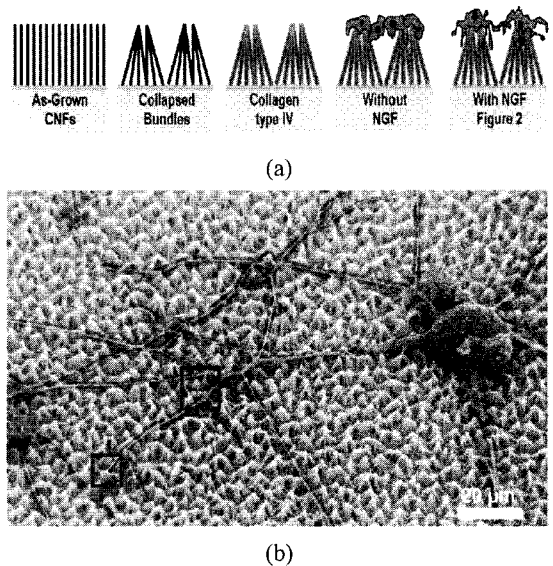


Fig. 8 Vertically aligned CNT array for interfacing neuron cell: (a) Schematic Diagram and (b) SEM image

특히 뇌나 망막의 신경세포와 인터페이스를 제공하는 인공장기 개발도 활발이 연구중이다. 이러한 전극은 세포의 전기적 활성을 나노 사이즈에서 측정할 수 있을 뿐만 아니라, 자극(stimulus)을 줄 수가 있어서 매력적이다.

### 7. 나노-바이오 센서 제작시 고려할 점

이러한 나노-바이오 센서의 제작에 있어서, 기능기 생성이나 단백질 부착 등의 각 단계에서 특성을 정량적으로 해석하는 것이 중요하다. 또한, 주사형 전자현미경(Scanning Electron Microscopy; SEM), 투과형 전자현미경(Transmission Electron Microscopy; TEM), 에너지분산 X-선 분석기(Energy Dispersive X-ray Analysis; EDX, or EDS), 원자현미경(Atomic Force Microscopy; AFM) 등의 장비와 X-선

광전자분광기(X-ray Photoelectron Spectroscopy; XPS), 라만분광기(Raman Spectroscopy; RS), 주사터널링 현미경(Scanning Tunneling Microscopy; STM), 푸리에 변환 적외선 분광기(Fourier Transform Infrared Spectroscopy; FTIR) 등의 장비를 적절히 이용해야 한다.

또한 바이오 실험에 필요한 광학 장비인, 공초점 형광 촬영장치(Confocal Fluorescence Microscopy), 다중양자자극 형광 촬영장치(Two-photon Excitation Microscopy), 내부전반사형광 촬영장치(Total Internal Reflection Fluorescence Microscopy; TIRFM) 등도 잘 활용해야 한다. 또한 바이오 센서가 작동을 검증하게 위하여 ELISA, Western Blot 등의 면역에세이(Immunoassay) 기술을 통하여 항상 확인해야 한다.

일반적으로 입자(particles)가 몸에 들어오면 신장이나 다른 장기들이 필터링하여 몸 밖으로 배출하게 되나, 나노튜브 등 나노 재료를 몸에 주사하면 밖으로 아무 것도 배출되지 않는다고 알려져 있다. 최근 나노 재료의 사이즈에 의한 시스템적인 독성이 문제되고 있고 이들은 혈관 속을 움직이다가 혈관 밖으로 나가 혈액 뇌관문(BBB, Blood Brain Barrier)를 통과할 수 있다고 알려져 있다. 그래서 나노 재료와 관련된 연구를 하는 사람들은 자신의 안전을 항상 인식하고 실험해야 하며, 스스로 그 규약을 만들어 가는 것이 중요하리라 생각된다.

### 8. 신씨너티대학의 나노-바이오 센서 연구

미국 신씨너티대학(University of Cincinnati; UC)은 바이오 센서의 아버지라 불리는 Clark 의 전신이라 할 수 있으며, William Heineman 을 중심으로 한 Center for Biosensors & Chemical Sensors 에서 바이오 센서에 대한 연구가 활동적으로 진행되고 있다. 또한 화학공학과에는 Membrane 센터가 있어서 각종 바이오에 관련한 Membrane 이 만들어 지고 있다.

UC 에는 Institute for Nanoscale Science and Technology 가 있어서 학부생 및 대학원 학생을 대상으로 하는 나노 강좌가 개발되고 있으며, 각종 나노 재료의 생성과 이를 이용한 바이오 센서를 개발하고 있다. 본 연구원이 소속된 실험실에서는 1) 새로운 나노 물질의 제조, 2) 이러한 나노 물질을 기반한 나노 유체역학(nano-fluidics) 및 나노 메

디슨(nano-medicine) 기술을 이용한 면역학 및 전립선 암에 관련된 연구, 3) 새로운 나노 재료를 이용한 Implantable 나노-바이오 센서 4) 나노 기술을 이용한 새로운 High Throughput 실험장치 개발, 5) 이에 대한 Systems Biology and Physiology 에 대한 연구를 수행 중에 있다.

또한, Peixuan Guo 와 Carlo Montemagno 가 중심이 되어 연구하는 Nano-medicine 센터가 있으며, Phi29 DNA packaging motor 와 같은 각종 motor proteins 을 이용한 센서와 액츄에이터 메카니즘을 연구하고 있다. 또한 전자공학과는 안중혁교수의 BioMEMS 센터가 있고, Andrew Steckle 교수가 광학기반의 바이오 센서를 연구하고 있다. 환경과 Paul Bishop 교수는 수은 검출 등의 환경에 관련된 바이오 센서를 오랫동안 연구해 왔다.

기계공학과와 김종혁교수는 와우각(Cochlea)의 모델링, 손상영교수는 입자이미지유속계(Particle Image Velocimetry; PIV)를 이용한 나노입자를 해석하는 바이오 센서를 개발 중이다.

UC 의 College of Medicine 에서는 구강용 결핵 백신을 세계 최초로 개발하였으며, 미국에서 간호학과를 처음으로 개설한 학교이기도 하다. 또한 세계 최고그룹으로 구성된 Cincinnati Children's Hospital 은 의학과 관련된 수 많은 Biomakers 발견과 그에 대한 치료를 연구하고 있다.

### 9. 미래의 나노-바이오 센서

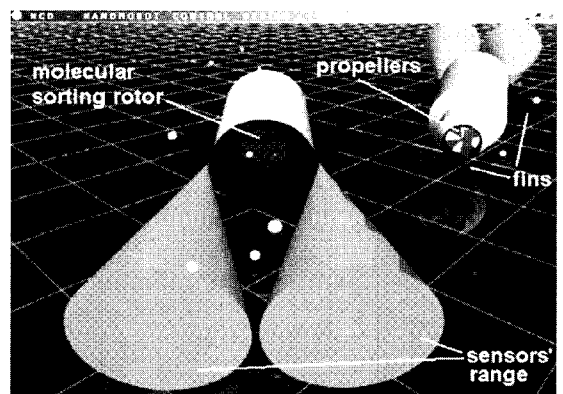


Fig. 9 Nanorobots which consist of sensors, molecular sorting rotors, fins and propellers. The blue cones shows the sensors 'touching' areas

미래의 센서는 센서 자체가 지능을 가지고 있

어서 스스로 감도(sensitivity), 선택성(selectivity) 등의 특성을 환경에 맞게 최적화시키는 지능형 센서가 개발될 것으로 보인다. 또한 본 논문에서는 언급하지 않았지만, Fig. 9 와 같은 나노로봇(Nano robots, Nanobots, Nanoids 또는, Nanites 라 불림) 에 관한 연구도 미국에서는 활발이 진행되고 있다. 나노 사이즈의 센서가 무선 응답성을 가지면서 주위 환경을 측정할 수 있다면, 신체 안에서 움직이면서 원하는 부분을 측정 및 치료할 수 있는 시대가 열릴 것이라 생각된다. 물론 이러한 지능형 나노 센서의 독성이나 신체의 면역 반응은 체계적으로 연구가 선행되어야 한다.

## 10. 결론

본 논문은 탄소 나노 튜브(CNT)를 이용한 전기 분석화학 기반의 나노 바이오 센서의 예로써 나노튜브를 이용한 포도당 센싱 원리, 디바이스 제작, 신호 계측 및 무선 측정까지 하나의 시스템으로 보고, 각 부분에서 고려할 점과 확인 방법들을 설명하였다. 동시에 전기화학 기반의 나노 바이오 센서 개발에 대한 최근 기술과 신시너티 대학의 연구 동향을 살펴보았다.

## 후 기

University of Cincinnati 의 William R. Heineman, Brain Hasall, Laura Conforti, Zhongyun Dong, Jay Kim, Sangyong Son, Jung Ahn 교수님들의 협조에 감사드립니다.

## 참고문헌

1. Yun, Y. H., Dong, Z., Shanov, V. N. and Schulz, M. J., "Synthesis of Long Aligned Multi-Wall Carbon Nanotube Arrays by Water-Assisted Chemical Vapor Deposition," *Journal of Physical Chemistry B*, Vol. 110, No. 47, pp. 23920-23925, 2006.
2. [http://www.nsf.gov/news/news\\_summ.jsp?cntn\\_id=108992&org=NSF&from=news](http://www.nsf.gov/news/news_summ.jsp?cntn_id=108992&org=NSF&from=news)
3. Yun, Y. H., Dong, Z., Shanov, V. N., Heineman, W. R., Halsall, H. B., Bhattacharya, A. and Schulz, M. J., "Carbon Nanotube Electrodes and Biosensors: Review," *Nanotoday*, Vol. 2, No. 6, pp. 30-38, 2007.
4. <http://www.ipt.arc.nasa.gov/>
5. Yun, Y. H., Dong, Z., Shanov, V. N. and Dong, Z., "Carbon Nanotube Array for Electrochemical Impedance Measurement of Prostate Cancer Cells under Micro-fluidic channel," *Monthly Featured Article, Nanotechnology*, Vol. 18, 465505, 2007.
6. Yun, Y. H., Dong, Z., Shanov, V. N., Heineman, W. R., Halsall, H. B., Bhattacharya, A. and Schulz, M. J., "A Nanotube Array Immunosensor for Direct Electrochemical Detection of Antigen-antibody Binding," *Sensors and Actuators B*, Vol. 123, pp. 177-182, 2007.
7. Yun, Y. H., Dong, Z., Shanov, V. N., Yarmolenko, S., Neralla, S., Sankar, J. and Subramaniam, S., "A Multi-Wall Carbon Nanotube Tower Electrochemical Actuator," *Nanoletters*, Vol. 6, No. 4, pp. 689-693, 2005.
8. Nguyen, T. D., Chen, H., Cassell, A. M., Andrews, R. J., Meyyappan, M. and Li, J., "Vertically aligned carbon nanofiber architecture as a multifunctional 3-D neural electrical interface," *IEEE Trans. Biomed Eng.*, Vol. 54, pp. 1121-1128, 2007.
9. Cavalcanti, A., Shirinzadeh, B., Freitas, R. and Hogg, T., "Nanorobot architecture for medical target identification," *Nanotechnology*, Vol. 19, No. 1, 015103, 2008.
10. <http://www.che.uc.edu/sensors/index.html>
11. <http://www.eng.uc.edu/ucnanoinstitute/>
12. <http://www.min.uc.edu/nanoworldsmart/>
13. Schipper, M. L., Ratchford, N. N., Davis, C. R., Kam, N. W. S., Chu, P., Liu, Z., Sun, X., Dai, H. and Gambhir, S. S., "A pilot toxicology study of single-walled carbon nanotubes in a small sample of mice," *Nature Nanotechnology*, Vol. 3, pp. 216-221, 2008.