

2005 Tech-Issue

Emerging S&T Report

단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

홍재민 · 이창환



한국과학기술정보연구원
Korea Institute of Science and Technology Information

머 리 말

21세기는 지식과 정보가 그 국가의 경쟁력을 좌우하는 지식 기반 산업사회로 나아가고 있으며, 최고가 아니면 살아남을 수 없는 무한경쟁시대가 되어가고 있습니다. 이러한 변화 속에서 각 국가에서는 미래 유망기술(Emerging Technology)을 선정하여 국가 역량을 집중함으로써 차세대 국가경쟁력을 확보하려는 여러 가지 노력을 기울이고 있습니다.

최근 우리나라에서도 미래 유망기술에 대한 관심이 어느 때보다도 증대되고 있는 가운데, 한국과학기술정보연구원에서는 과학계량학적인 방법으로 미래 국가 유망기술을 예측하기 위한 일련의 연구를 수행하고 있습니다.

본 보고서는 과학기술정보데이터베이스(SCIE)에서 최근 6년간 분야별 피인용도가 높은 핵심논문들을 가지고 정보계량학적인 분석을 행하여 선정된 핵심 유망 연구영역에 대해 관련 국내전문가들의 자문을 토대로 작성된 R&D 동향보고서입니다. 본 보고서가 관련 과학기술정보를 국내에 확산시키고, 미래 국가유망기술의 전략적 육성을 위한 연구개발 활동에 작으나마 도움이 되었으면 합니다.

마지막으로 본 보고서를 집필한 저자들의 노고에 감사드리며, 본고의 내용은 한국과학기술정보연구원의 공식의견이 아님을 밝혀둡니다.

2005년 12월

한국과학기술정보연구원

원 장 **조 영 희**

목 차

제1장 서 론	1
1. 연구의 배경	1
2. 연구의 방법	2
제2장 기술의 개요	3
1. 바이오센서의 정의	3
2. 바이오 센서의 감지 원리 : 신호변환방법	4
3. 생체모사환경에 대한 이해	7
4. 탄소나노튜브의 정의	11
5. 탄소나노튜브의 역사	12
6. 탄소나노튜브의 종류 및 특성	12
7. 탄소나노튜브 트랜지스터	14
8. CNT-FET용 탄소나노튜브	16
9. 탄소나노튜브를 이용한 바이오 센서	20
제3장 국내외 기술개발동향	23
1. 생체 모사 환경에 대한 기초적 연구 동향 I	23
2. 생체모사 환경에 대한 기초적 연구 동향 II	24
3. 탄소나노튜브를 이용한 바이오 센서	27
4. 탄소나노튜브 장 유발 트랜지스터를 이용한 바이오 센서 국외 연구동향	28
5. 탄소나노튜브 이용한 바이오 센서 국내 연구동향	41
6. 탄소나노튜브 장 유발 트랜지스터를 이용한 바이오센서 국내 연구동향	42
7. 특허 동향	43
8. 바이오 센서 기술 로드맵	44
9. 바이오 센서의 국내외 시장 동향	45

제4장 결론 및 제언	47
1. 사회 경제적 파급 효과	47
2. 국내 기술개발의 방향성	48
3. 기술 및 시장 전망·예측	48
4. R&D 전략 및 제도적/정책적 제언	51
5. 결론	51
 참고문헌	 53

표 목차

〈표 2-1〉 주요 바이오 센서	4
〈표 3-1〉 세가지 타입의 소자에 의한 단백질 인식 여부 분석 결과	34
〈표 3-2〉 바이오센서 연도별 특허현황	43

그림 목차

〈그림 2-1〉 신호변환기(Transducer)의 개념도	4
〈그림 2-2〉 바이오 센서의 응용	6
〈그림 2-3〉 탄소나노튜브의 구조	13
〈그림 2-4〉 CNT-FET 모식도	15
〈그림 2-5〉 CNT-FET AFM 이미지(Nature 발췌)	15
〈그림 2-6〉 (n, m) 나노 튜브를 펼쳐 놓은 모양	17
〈그림 3-1〉 거친 표면에서 유체의 흐름을 도식화	24
〈그림 3-2〉 소수성 표면위의 나노버블의 존재를 AFM으로 확인하였음 ·	25
〈그림 3-3〉 독일의 Steitz 그룹의 연구에서 사용된 다층막 구조에 대한 개략도	26
〈그림 3-4〉 단백질이 흡착된 탄소나노튜브의 AFM 이미지	29
〈그림 3-5〉 QCM을 통한 질량 분석 및 CNT-FET를 이용한 단백질 검출	30
〈그림 3-6〉 바이오센서 모식도	31
〈그림 3-7〉 탄소나노튜브를 이용한 분자 인식도 및 분자 인식 신호 변환 그래프	31

〈그림 3-8〉 마이크로멧 센서 제작도	32
〈그림 3-9〉 세가지 타입의 소자 제작 과정	33
〈그림 3-10〉 스트렙토아비딘과 비오틴의 반응을 이용한 CNT-FET	35
〈그림 3-11〉 글루코즈옥사이드를 이용하여 탄소나노튜브를 처리 한 pH 센서용 CNT-FET	37
〈그림 3-12〉 anti-hemagglutinin을 검출 장비	38
〈그림 3-13〉 항원-항체 반응 장비	38
〈그림 3-14〉 (a) ss-DNA로 기능화 된 탄소나노튜브를 사용한 CNT- FET (b) 검출에 사용된 가스	40
〈그림 3-15〉 가스 센서로서 CNT-FET의 전기 신호 변화 그래프	40
〈그림 3-16〉 수직방향배열 탄소나노튜브 바이오 칩	41
〈그림 3-17〉 CNT-FET를 이용한 앵타머 센서	42
〈그림 3-18〉 바이오센서 기술 로드맵	44
〈그림 3-19〉 세계 바이오센서의 지역별 점유율(2003년)	45
〈그림 4-1〉 한국 바이오센서 시장 규모 현황 및 전망	50
〈그림 4-2〉 세계 바이오센서의 시장 성장성 전망	50

제 1 장

서 론

1. 연구의 배경

- 21세기 지식기반사회에서 과학기술경쟁력은 국가경쟁력의 원천이며, 이에 세계 각국들은 미래의 경쟁에 살아남기 위해 핵심기술과제를 선정하여 연구개발에 박차를 가하고 있음.
- 우리나라 과학기술부도 2005년 6월 ‘미래국가유망기술위원회’를 구성하여 ‘과학기술예측조사(2005-2030)’ 결과(2005년 5월, 국가과학기술위원회 보고)에서 도출된 기술후보군을 바탕으로 『미래 국가유망기술 21』을 선정하여 발표한 바 있음.
- 또한 한국과학기술정보연구원(KISTI)에서는 2005년 SCIE 논문데이터베이스를 이용한 정보계량학적 분석을 통해 『미래 유망연구영역 선정연구』를 시도하였으며, 본 보고서는 그 결과에 기초하여 최근 2~3년간 논문의 인용도가 급속히 높아지고 있는 유망 연구영역을 중심으로 기술논평 형식으로 풀이한 심층적 Expert Review임.

2. 연구의 방법

- 한국과학기술정보연구원에서는 SCIE 데이터베이스에 등록된 논문(1999~2005년 상반기까지 발표된 논문) 중에서, 각 연도 및 각 분야별(저널분류 22분야)로 피인용수가 상위 1%인 고인용 논문(HCP: Highly cited papers)을 추출하고 공인용분석(Co-citation analysis) 및 동시단어분석(Co-word analysis) 등의 과학계량학적 방법들과 전문가 평가(Expert evaluation)를 통해 ‘미래 유망연구영역’을 도출하였음.
- 상기 도출된 미래 유망연구영역 중에서 통계학적 방법으로 최근 논문의 인용도가 급격히 상승하는 연구영역을 과학기술 분야별로 추출하여 본 테크이슈 보고서의 주제로 삼았음.
- 본 보고서는 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용 분야에 있어서 최근 많이 발표되고 있는 논문들을 종합하여 관련 분야 연구에 대한 기초 지식과 함께 세계적인 연구동향을 개괄적으로 살펴보고, 미래 핵심기술로 자리잡기 위한 연구개발 전략을 제시하였음.

제2장

기술의 개요

1. 바이오센서의 정의

- 바이오센서란 화학물질과 선택적으로 반응·수용하는 생체분자식별소자와 그 정보를 전기정보로 교환하여 검출이 가능하게 하는 트랜스듀서의 두 부분으로 구성되어 있는 장치이며 생체감지물질로는 특정 물질과 선택적으로 반응 및 결합할 수 있는 효소, 항체, 항원, 렉틴, 호르몬 수용체 (receptor) 등이 쓰임. <표 2-1>에 보다 자세히 나타내었음.
- 산업이 고도화 다양화됨에 따라 각 분야에서 센서에 대한 수요가 크게 증가하고 있으며, 산업의 발전은 각종 정보의 감지 및 이의 변환기술을 크게 필요로 하게 되어 각 산업에서 첨단센서는 매우 중요한 위치를 차지하게 되었음.

4 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

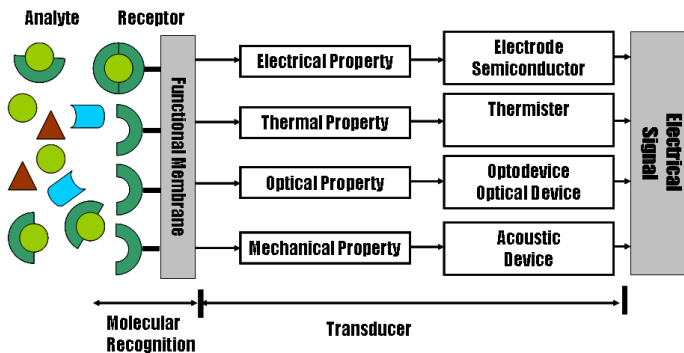
<표 2-1> 주요 바이오 센서

생체분자식별소자	트랜스듀서	바이오센서
효소	전극 트랜스듀서 thermistor 광소자	산소센서
항체		미생물센서
호르몬 수용체		면역센서
미생물		세포센서
동물세포·조직		조직센서
식물세포·조직		

2. 바이오 센서의 감지 원리 : 신호변환방법

- 나노 수준의 계면 현상을 연구하는데 있어서 우선적으로 고려해야 할 사항은 물질-물질, 물질-에너지 간의 상호작용의 결과로 주어지는 신호를 사람에게 유용한 신호로 변환하여주는 신호 변환기(transducer)에 대한 선택임 <그림 2-1>. 주어진 신호변환 플랫폼 (transducer platform)의 형태와 특성에 따라 나노 구조물의 구조적인 형태와 재료 특성의 범위가 결정되기 때문에 연구 목적과 응용 분야에 적절한 신호 변환기의 선택은 가장 중요한 고려사항임^[1].

<그림 2-1> 신호변환기(Transducer)의 개념도

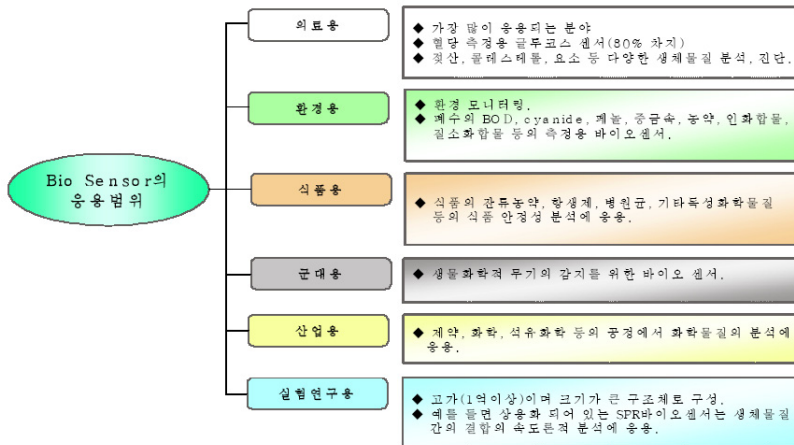


- 특히 나노 수준에서 계면 현상을 분석하는데 활용되는 신호 변환기는 무엇보다 나노미터 (nm) 영역의 계면에서 일어나는 현상을 고감도로 감지할 수 있어야 함. 이러한 용도에 적합한 것으로 전기화학(electrochemical), 형광 (fluorescence), 발색, 표면플라즈몬공명 (surface plasmon resonance), 장 효과 트랜지스터 (FET; field effect transistor), QCM (quartz crystal microbalance), 열 센서 등 다양한 물리 화학적 방식의 신호변환방식들이 널리 활용되고 있음. 이러한 신호변환방식의 응용은 바이오센서 개발에 있어 가장 중요한 부분을 차지하고 있음.
- 전극은 가장 개발 및 실용화가 진전되고 있는 신호변환 기임. 고정화된 생체분자식별소자가 화학반응을 일으키면 그 생성물이 발생하는데, 이 생성물이 전극활성물질로 되어 측정 가능해짐. 대표적인 것으로는, 효소센서, 그 중에서도 당뇨병환자의 혈당치측정에 사용되고 있는 글루코즈 (glucose) 센서가 가장 유명함.
- 열계측 신호변화기에서는 천이금속화합물이 갖는 반도체성질 중에 캐리어-농도의 온도의존성을 이용하여, 온도상승에 따라서 저항이 감소하는 NTC (Negative Temperature Coefficient) 신호변환기, CTS (Critical Temperature Coefficient) 신호변환기가 있음. 또한, 소재로서는, NTC, PTC, CTS와 함께 알루미늄산화물로 대표되는 금속산화물 소결체가 많이 사용됨.

6 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

- 광소자 신호변환기로서 광섬유가 있음. 그 원리는, FITC 등의 형광 물질에서 보여지는 양자(발광)효율의 변화를 광섬유로 전달하는 것임. 글루코즈와 혈액형 측정 바이오 센서가 주요 용도임.
- 이들 중에 트랜스듀서 가운데 실용화 관점에서는 전극 타입이 중요하며, 최근 21세기 신물질인 준 1차원 구조의 단일벽 카본나노튜브를 이용한 바이오 물질의 검출 및 신호변환 플랫폼의 하나로 제작된 carbon nanotube FET (CNT-FET) device가 관심을 끌고 있음.^[2]
- 바이오 센서는 <그림 2-2>에 보인바와 같이 의료, 환경, 식품, 군사, 산업 및 연구용 등 다양한 분야에 응용에 응용이 가능하다.

<그림 2-2> 바이오 센서의 응용



3. 생체모사환경에 대한 이해

- 최근 나노기술과 바이오 기술의 비약적인 발전과 함께 나노 기술 분야에서는 기능성 유기재료를 바탕으로 구성된 여러 형태의 나노 구조물의 물리-화학적 특성에 관한 연구가 활발히 진행되고 있음. 이러한 나노 구조물의 경우 나노 수준의 계면 현상에 대한 새로운 해석이 필요함.
- 수용성 시스템의 표면 및 계면현상이 가지는 물리적 중요성은 간과하기 쉬운 주제 중의 하나로 지금까지 많은 연구가 이루어지고 있지 않음. 그러나, 두 표면이 맞물려 미끄러지는 현상은 인간의 신체에서 흔하게 관찰되는 것이며, 그곳에서 마찰이 주는 영향은 매우 크다고 알려져 있음. 이러한 현상에 대한 기초적인 연구가 매우 활발히 이루어져 그것이 의료분야-바이오센서, 생체재료 분야 등에 적용되어야만 함.
- 국내에서뿐만 아니라, 전 세계적으로 이에 대한 기초연구는 거의 이루어지고 있지 않기 때문에, 이를 이용한 응용분야의 개발도 미약한 상태임. 예를 들어 미국에서 만도 매년 수십만명 이상의 사람들에게 엉덩이나 무릎 쪽에 인공보철물이 이식되고 있지만, 그것들을 시술한 이후 몇 년 이후에 그들은 제 기능을 하지 못하게 된다고 알려져 있음. 이러한 결과는 생체 의료 재료들에 많이 쓰이는 폴리에틸렌 표면이 관절이 움직이면서 문질러 질 때, 발생하는 마모 입자들의 생성 때문으로 추측되어지고 있음.^[3]

8 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

- 다른 의료 분야에서도 다른 비슷한 예를 찾아 볼 수 있음. 시술된 인공치아나 치아에 코팅된 물질들이 장기간에 걸쳐서 마모가 일어나는 문제가 있음.^[4,5] 세번째 또 다른 예로는 눈에서 발생하는 마찰의 문제가 있음. 콘택트 렌즈를 사용하는 사람들은 렌즈의 마모로부터 오는 고통을 호소하고 있으며,^[7] 65세 이상의 노인들은 대부분 건조한 눈의 통증을 밝힌 바 있음.^[6] 이외에도 또 다른 네 번째 예로는 생체 의료 장치들(도노관, 콘택트 렌즈, 혈관 이식 조직, 심장 판막 등등)의 표면에서 스침에 의해 일어나는 마찰 현상이 있음. 이러한 장치들에서 표면이 충분히 매끄럽지 않다면, 조직 손상이 뒤따르고 환자들은 고통을 느끼게 됨.
- 이러한 문제들을 통해 계면 현상들을 이해함으로써 바이오센서 및 생체재료 분야에서 일어날 수 있는 기본적인 문제들에 대한 이해도를 높일 수 있을 것임.
- 인공 관절이 동작을 원활히 하게 하기 위해서는 관절과 관절 사이의 공간(hyaluronic acid, 물, 전해질, 단백질, 신진 대사의 분해 물질들로 채워져 있음)에 표면을 매끄럽게 해줄 수 있는 윤활 유체(synovial lubrication fluid)가 있어야만 함. 인간이 눈을 깜박이는 것도 점액질의 당단백질이 포함된 눈물이 윤활제 구실을 하면서 눈에 무리가 없도록 하는 것임. 여기서 당단백질은, 계속적으로 물의 점도와 눈물의 점도를 같게 유지하면서, 끊임없이 눈물로 형성된 박막층을 생성하는 기능을 함. 응집력(shear force)을 가함으로써 정상적인 눈의 표면에서 죽어가는 또는 이미 죽은 세포들을 제거하는 것으로 알려

져 있음. 그러나, 이러한 메카니즘은 오직 정상적인 눈의 경우에만 해당될 뿐 건조한 상태로 있는 눈에 대해서는 적용될 수 없음.

- 생체 의학적인 재료들의 표면을 어떻게 변화시켜 유효성을 가지는 박막을 생성시키는가에 대해서는 끊임없이 토론되어져 왔음. 이러한 생물학적인 환경에서 표면에 관련된 상호작용의 문제는 실제로 매우 중요하지만, 그 관련 메카니즘은 아직 제대로 밝혀진 바가 없음.
- 표면 및 계면에서의 현상을 설명하기 위해서는 boundary condition에 관한 이해가 필수적임. 고전적 유체역학의 continuum중 하나인, 고체표면에서 유체의 상대적 속도가 0라는 no slip boundary condition(NSBC)은 일상적인 생활에서 매우 쉽게 관찰됨. 이렇게 Macroscopic scale에서는 강한 실험적 근거가 존재하지만, microscopic scale에서는 많은 실험이 진행되었음에도 불구하고 여러 가지 견해가 존재.
- 대부분 microscopic 수준에서도 NSBC이 성립한다고 결론을 내렸으나, 몇몇의 실험 및 분자모사연구결과에서는 slip의 가능성이 있다고 지적하였다. 고분자 유체의 흐름의 경우에는 slip length가 1 마이크로미터로 보고된바 있으며, 단순 액체분자의 경우엔 이보다 훨씬 작을 것이다.
- 이러한 표면현상에 대해서는 두 가지 접근이 가능함. 첫 번째는 표면 거칠기의 영향임. 대부분의 표면은 거칠기 때문에 이러한 표면의 불규칙성이 지나가는 유체의 흐름을 멈추게 할 것임. 두 번째는 표면과 액체분자간의 상

10 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

호작용 영향임. 그렇다면, 분자적 수준에서 매끄러운 표면위에 액체분자와 부분적인 상호작용만이 존재하는 한 상황에서라면, slip 현상을 기대할 수 있을 것임.

- 표면의 성질(거칠기, 소수성 정도)을 조절하는 실험적 방법이나 측정 실험방법의 sensitivity 의 제한으로 인하여 표면에서의 아주 작은 유체의 속도를 측정하는 데 어려움이 있음.
- 수용성 매체에서 소수성 표면의 존재는 생물학적 또는 다른 콜로이드 시스템에서는 매우 흔하게 보이는 것임. 일반적으로 소수성 상호작용으로 인하여 수용액 용액에 존재하는 소수성 표면위에 비극성 물질(입자)들의 흡착이 쉽게 일어난다고 알려져 있음.
- 소수성 표면에 흡착한 물은 물과 표면의 상호작용에 따라 다른 방향성을 가지게 되며, 이러한 물 분자들이 주변 물 분자들의 수소결합 네트워크 구조 및 표면에서 물 분자의 구조 그리고 그의 정적, 동적 성질에까지 영향을 미칠 것임. 이것은 그들의 밀도와 점도의 차이로 반영될 것임.
- 최근 이론적 연구결과에 의하면 비극성 입자의 사이즈에 따라 물에서의 용매화 성질이 매우 다르다고 알려짐. 작은 분자들 주변에서는 물의 수소결합이 늘 관찰되지만, 큰 분자 주변에서는 사라지게 되며 결국 건조현상까지 보이게 됨. 즉 큰 입자들 표면에서 물의 국부적 밀도가 급격하게 낮아져서 약 1nm 보다 작은 정도의 두께로 물 층이 사라진다고 알려짐.

- 이러한 수용액에서의 소수성 표면과 바로 맞닿은 물 분자의 성질 변화는 바이오 센서나 생체 재료 분야에서 쓰이는 많은 고분자 물질들에 대한 이해도를 높일 것이며, 이에 대한 직접적 실험적 방법 개발이 요구됨.
- 인간의 몸과 비슷한 환경인 수용성 시스템에서 표면 및 계면 현상에 대한 이해가 잘 이루어진다면, 생체 의료 재료 분야에 있어 획기적인 발전을 가져다 줄 것이며, 이는 인간의 건강을 유지, 보완하는데 있어 커다란 기여를 하게 될 것임.

4. 탄소나노튜브의 정의^[8]

- 최근에 나노미터 크기의 극 미세 영역에서 새로운 물리 현상과 향상된 물질 특성을 나타내는 연구결과가 보고되면서 나노 과학 기술이라는 새로운 영역이 태동하게 되었고, 이러한 나노 과학 기술은 앞으로 21세기를 선도해 나갈 수 있는 과학기술로써 전자정보통신, 의약, 소재, 제조공정, 환경 및 에너지 등 의 분야에서 필수적인 기술로 부각됨.
- 1996년 Rice 대학의 Smalley 교수가 풀러렌(fullerene)의 발견으로 노벨상을 수상한 이래, 나노 크기를 가진 구조 중에서 탄소 소재는 가장 주목받는 물질로 부각되고 있으며, 20세기의 핵심 물질이 실리콘이었다면, 21세기의 핵심물질은 탄소가 될 것으로 예측됨.

12 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

- 이중 탄소 나노튜브는 뛰어난 물성과 구조로 인하여 전자정보통신, 환경, 에너지 및 의약 분야로 산업적 응용성의 기대가 큰 소재이며, 향후 나노 과학을 이끌고 갈 중요한 기반 요소로 기대됨.

5. 탄소나노튜브의 역사

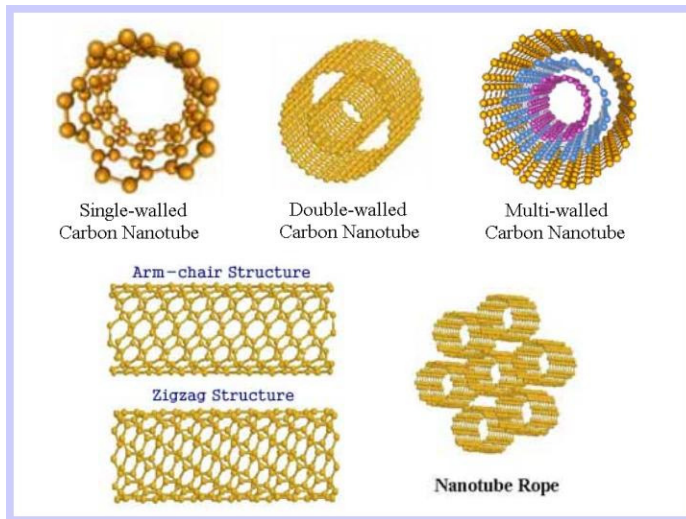
- 1985년에 Kroto와 Smalley가 탄소의 동소체(allotrope)의 하나인 풀러렌(fullerene : 탄소 원자 60개가 모인 것, C60)을 처음으로 발견한 이후, 1991년 새로운 물질을 연구하던 일본 전기회사(NEC) 부설 연구소의 Iijima 박사가 전기 방전법을 사용하여 흑연 음극상에 형성시킨 탄소덩어리를 TEM으로 분석하는 과정에서 가늘고 긴 대롱 모양의 탄소 나노튜브를 발견하여 Nature지에 처음으로 발표함.^[9]
- 이때 성장된 탄소나노튜브의 길이는 수십 nm - 수 μ m이었고, 외경은 2.5-30 nm 였음. 탄소나노튜브에서 하나의 탄소원자는 3개의 다른 탄소원자와 sp² 결합의 육각형 벌집무늬를 이루며, 이 튜브의 직경이 대략 수 nm 정도로 극히 작기 때문에 나노튜브라고 부르게 됨.

6. 탄소나노튜브의 종류 및 특성^[10]

- 탄소나노튜브는 흑연면 (graphite sheet)이 나노 크기의 직경으로 둥글게 말린 상태이며, 이 흑연 면이 말리는 각도

및 구조에 따라서 금속 또는 반도체의 특성을 보이며 벽 (wall)의 수에 따라서 단중벽 탄소나노튜브 (Single-walled Carbon Nanotube), 이중벽 탄소나노튜브(Double-walled Carbon Nanotube), 다중벽 탄소나노튜브 (Multi-walled Carbon Nanotube), 다발형 탄소나노튜브 (Rope Carbon Nanotube)로 구분할 수 있음.

<그림 2-3> 탄소나노튜브의 구조



- 이러한 탄소나노튜브는 준 1차원적인 양자구조에 기인한 여러 가지 특이한 양자 현상이 관측되어 관심을 모으기 시작했다. 특히 탄소나노튜브의 특성은 우선 형태상으로 매우 큰 지름-길이 비(aspect ratio : ~1000)를 갖고 있음.
- 튜브의 직경과 구조에 따라 금속 또는 반도체의 특성을 보이며, 금속성 탄소나노튜브의 경우 매우 우수한 전기

14 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

전도도를 갖는다고 보고되었고, 또한 매우 강한 기계적 강도, 테라 단위의 영률 (Young's modulus) 및 우수한 열전도도 등의 특성을 지님.

- 예상할 수 있는 응용분야로는 FED (Field emission display), 백색광원 등의 각종 장치의 전자 방출원 (electron emitter), 리튬이온 2차 전지 전극, 연료 전지의 수송 저장 매체, 나노 와이어 (nano-wire), AFM/STM 등의 탐침 (probe), 단전자 소자 (FET : Field Effect Transistor), 고기능 복합체 (composite) 등이 있으며, 전자 방출원으로서의 응용은 이미 상용화 단계까지 연구가 이루어짐.

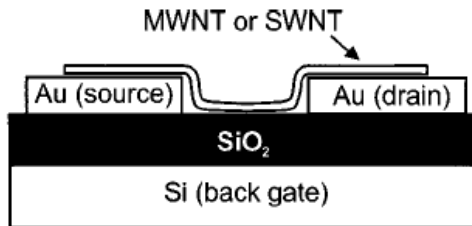
7. 탄소나노튜브 트랜지스터

- 탄소나노튜브는 고유의 전기적 특성으로 인해 나노디바이스(nanodevice)로서의 응용 잠재력이 매우 큼. 금속성 나노튜브의 경우 단일 전자 트랜지스터(single- electron transistor)에서 쿨롱섬(Coulomb islands) 로 이용될 수 있으며, 1998년 Dekker 그룹은 하나의 반도체 나노튜브를 이용하여 CNT-FET (carbon nanotube field effect transistor) 소자 제작이 가능함을 보여줌.^[11]
- 탄소나노튜브 트랜지스터는 가스 센서나 바이오센서로서 응용하고자 하는 연구가 활발히 진행 중임.
- 상온에서 탄소나노튜브를 이용한 CNT-FET는 이미 많은 실험 결과가 보고됨. 탄소나노튜브를 이용한 FET의

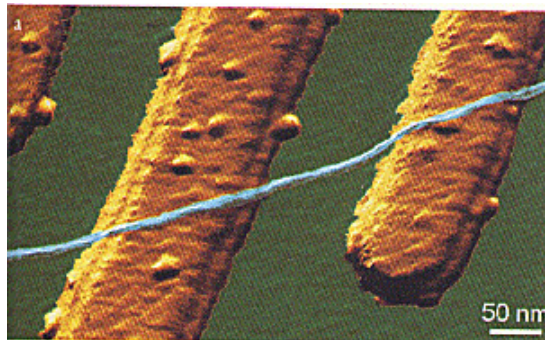
단면도는 <그림 2-4>, <그림 2-5>와 같음.

- 탄소나노튜브의 양단에 금속전극을 붙이고 실리콘(Si) 기판을 게이트(gate)로 사용하는 단순한 구조, 게이트의 지배력을 높이기 위한 방안으로 나노튜브 위에 절연체를 증착하고 그 위에 게이트 전극을 붙이는 방법(top gate)과 나노튜브의 좌우에 게이트를 붙이는 방법(side gate) 및 나노튜브를 수직으로 교차시켜서 그 중 하나를 게이트로 이용하는 방법(floated top gate)등 다양한 방법이 시도되고 있음.

<그림 2-4> CNT-FET 모식도



<그림 2-5> CNT-FET AFM 이미지(Nature 발췌)



16 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

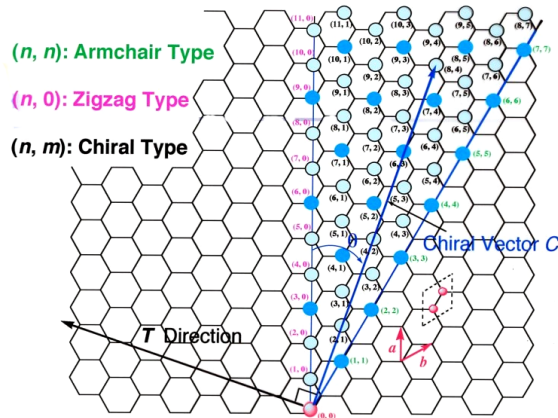
- 전극 부착법은 이미 아크방전이나 레이저 어블레이션에 의해서 만들어진 나노튜브를 독립적으로 제작된 기판에 붙이는 방법이라면, Standford, Harvard, IBM 등을 중심으로 연구되고 있는 방법은 이미 반도체 공정으로 제작된 패턴 위에서 in-situ로 나노튜브 채널을 성장시키는 방법임.
- Standford의 Dai는 e-beam lithography와 imprint 방법을 이용하여 촉매섬 사이, 실리콘 타워상의 촉매섬 사이에서 SWNT를 in-situ로 성장시키고 그 전송특성을 살펴본 결과 전극 부착법에 의한 채널보다 전송 특성과 게이트 지배력이 월등히 우수함을 확인 함.
- 실험적으로 제작된 탄소나노튜브 트랜지스터의 게이트 의존성을 보면, 음의 게이트 전압을 인가했을 경우 ($V_{gate} < 0$), 전류-전압 특성 곡선이 거의 변하지 않았으나, 양의 gate 전압을 인가할 경우 ($V_{gate} > 0$), 탄소나노튜브 채널을 통한 수송 전류는 감소되었다. 이로부터 채널 내에서의 전도는 주로 정공에 의해 일어남을 알 수 있고, $V_{gate} = 6$ V에서 carrier가 거의 사라지는 일반적인 p형 반도체의 전위 장벽을 보여줌.^[12]

8. CNT-FET용 탄소나노튜브^[13]

- 기본적으로 트랜지스터로 이용하기 위해서는 반도체의 특성을 갖고 있는 물질이어야 함.
- 하지만, 나노 튜브는 그 구조에 따라 금속의 특성과 반

도체의 특성을 모두 가질 수 있음. 나노 튜브의 구조는 하나의 흑연면을 둥글게 말아 놓은 구조로, 흑연 격자 위의 두 점을 연결하는 chiral vector (Ch)로 표시됨. 임의의 원점을 벡터의 시작점으로 하고 둥글게 말았을 때 원점과 접하게 되는 지점을 벡터의 종점으로 하여, chiral vector는 <그림 2-6>과 같이 표시됨.

<그림 2-6> (n, m) 나노 튜브를 펼쳐 놓은 모양



- 하나의 나노튜브 chiral vector의 지수 (n,m)으로 표시할 수 있다. 이렇게 한 개의 흑연면으로 이루어진 것이 단일벽 탄소나노튜브(SWNT; single wall carbon nanotube)이고, 여러 겹의 흑연면이 하나의 중심 축으로 말린 것이 다중벽 탄소나노튜브(MWNT; Multi wall carbon nanotube)임.
- FET용 단일벽 탄소나노튜브

18 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

- SWNT의 전자구조는 전기적으로 2차원적 구조를 갖는 흑연 구조를 기본으로 하고, 나노튜브의 축 방향만을 고려한 1차원적 전기구조를 도입하여 이론적으로 계산할 수 있음. 이 계산에 의하면, (n,m)의 지수에 따라 금속성을 갖는 나노튜브와 반도체 특성을 갖는 나노튜브로 분류되며, 반도체 특성 나노튜브의 경우 에너지 갭은 그 직경에 반비례하여 나타남.
- 하지만, 트랜지스터에 이용하기에 적당한 밴드갭을 갖는 나노튜브만을 구별해 내는 것은 어려운 기술로 현재까지 금속 특성을 갖는 나노튜브와 반도체 특성을 갖는 나노튜브를 구별해서 합성해 낼 수 없으며, 또한 이미 합성된 나노튜브를 개별적으로 전도특성을 측정한다는 것도 어려운 실정임.

○ FET용 다중벽 탄소나노튜브

- MWNT의 전자구조는 최외각 껍질의 특성에 의해 결정됨. 탄소나노튜브의 반경이 커질수록 밴드 갭이 작아지기 때문에, 20-30 nm 이상의 직경을 가지는 MWNT에서는 거의 금속성을 가짐.
- MWNT에서 게이트 지배력을 기대하기 힘든 또 하나의 이유는 안쪽 껍질들에 의한 screening 효과 때문임. 이로 인해 게이트에서 가해지는 전압은 게이트 반대쪽의 최외각 껍질에 미치지 못하고 대부분 차단됨.
- 그러나 MWNT라도 intramolecule의 형태로 하나의 나노튜브 안에서 구조가 다른 두 나노튜브가 접합되어

있거나 육각형으로만 이루어진 구조에 오각-칠각형 쌍이 도입되어 결함이 존재하게 될 경우 MWNT라도 반도체성질을 가지며, 게이트 지배력을 보이는 경우가 있음.

- 결함 자체를 우연히 발생시킬 수는 있더라도 이를 재현성 있게 제어하기는 어려움. 그러므로 MWNT로 반도체 소자를 만들기는 어려움. 한편 월(wall) 수가 적은 MWNT의 경우 결함의 도입이 없이도 반도체 특성을 가질 것이라고 예상되기는 하나 아직 보고된 바가 없음.
- 이상을 정리하면, 전극 부착법은 튜브/전극의 높은 접촉 저항과 나노튜브의 변형으로 인한 저항 증가, 전자 산란 증가로 인하여 제대로 된 transconductance나 ballistic conductor 거동을 보이기는 힘든 것을 알 수 있음. 또한 다겹 MWNT의 경우 금속성을 가지기 때문에 게이트 지배가 불가하며, 나노튜브의 찌그러짐 등의 이유로 전자 소자의 채널로서 사용되기에 여러 가지 문제점이 있음.
- 따라서 나노튜브를 전자소자로 사용하기 위해서는 우선 트랜지스터 특성이 구현되어야 하며, 트랜지스터의 반도체 채널로 적당한 직경을 지니는 반도체성 SWNT를 사용해야 하며, 전극 부착법의 경우 접촉 저항, 튜브의 휘어짐 문제 등이 발생하므로 직접 부착법 이외의 다른 방법을 찾아보아야 함.
- 또 다른 방법으로 실리콘 또는 다른 기질 (substrate) 위

20 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

에 철 (Fe) 함유 나노입자를 촉매로 이용해서 메탄/수소 혼합가스를 900°C에서 흘려주면서 단일벽 탄소나노튜브를 성장시키는 화학기상증착법 (chemical vapor deposition) 방법을 이용하여 제조할 수 있음. 또한 단일벽 탄소나노튜브는 위에서 언급한 것 외의 촉매나 혼합 가스를 사용할 수 있고, 실리콘과 같은 기질에 전극 생성 방식에 따라 CNT-FET는 그 성능이 달라 질 수 있음.

9. 탄소나노튜브를 이용한 바이오 센서

- 현재 10만 여개로 예측되는 인간 유전자 중, 1만여 개의 기능이 밝혀져 있고, 이러한 유전자들은 대부분이 질환과 직접적인 연관이 있는 것으로 알려져 있다. 또한 대부분의 질병이 유전자 수준이 아닌 단백질 수준에서 유발되기 때문에, 현재까지 개발되었거나, 개발 중에 있는 의약품의 95% 이상이 단백질을 타겟(target)으로 하고 있음.^[14]
- 따라서 특정 단백질 및 리간드에 상호작용 하는 생체 분자의 기능을 밝히고, 단백질 기능 분석 및 네트워크 분석을 통하여 얻어진 자료를 바탕으로, 고전적인 방법으로는 불가능하였던 질병에 대한 치료 및 예방법을 개발하는 연구에 필수적인 것이 효율적인 단백질-단백질 및 단백질-리간드 간의 반응 검출 기술임.
- 최근 탄소나노튜브의 전기적, 반도체 성질 또는 구조적으로 안정한 특성을 이용하여 바이오 물질을 고정한 탄

소나노튜브의 전기화학적인 변화를 통한 반응 검출에 대한 연구가 이루어지고 있음.

- 바이오 센서로서 탄소나노튜브가 주목을 받는 이유는 첫째, 레이블링이 필요 없고, 단백질의 변형 없이 수용액 상에서 반응을 진행시킬 수 있기 때문임. 새로운 나노물질과 생물학적 시스템의 결합은 질병 진단 (유전병), 프로테오믹스, 나노바이오기술 분야에서 중요한 응용기술들을 창출해 나갈 것으로 판단됨.

제3장

국내외 기술개발동향

1. 생체 모사 환경에 대한 기초적 연구 동향 I^[15,16]

- 고체 표면에서의 유체의 흐름에 대한 NSBC의 성립여부
 - UIUC(University of Illinois at Urbana-Champaign)의 Steve Granick 그룹은 표면에서의 NSBC의 성립여부를 확인하기 위해서 메틸 그룹이 말단인 자기조립 유기 단분자막을 입힌 마이카표면을 이용하여 surface force apparatus(SFA) 실험을 하였음. <그림 3-1>은 각기 다양한 유기분자들을 이용하여 표면의 거칠기를 달리하여 준비한 마이카 표면의 AFM 이미지임.
- 이러한 다양한 표면에서 SFA 실험결과를 보면, 표면의 거칠기가 6nm에 이르기까지는 slip 현상이 일어나다가, 그 이상이 되면 stick 즉 no slip 현상이 지배함. 즉 표면이 6 nm 이하로 매끈할 때는 분자간의 상호작용이 더 강하여 stick 현상이 일어나는 것이며, 그 이상일 때는 표면의 거칠기로 인하여 stick 현상이 일어나게 됨을 밝힘.

<그림 3-1> 거친 표면에서 유체의 흐름을 도식화

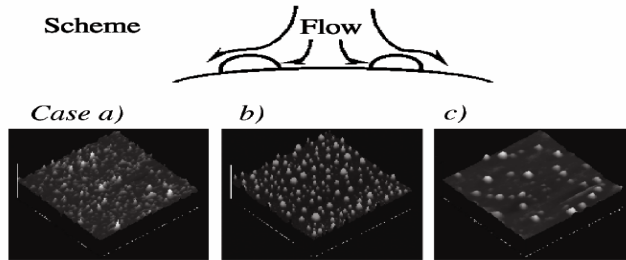


FIG. 1. The scheme of flow over a rough surface is shown schematically in the top portion of this figure. In the bottom panels, AFM images are shown of the following cases: (a) self-assembled OTS layers; (b) PS/PVP-OTE layers (surface coverage $\sim 80\%$); (c) PS/PVP-OTE layers (surface coverage $\sim 20\%$). Each AFM image concerns an area $3 \mu\text{m} \times 3 \mu\text{m}$.

위 그림은 다음의 각각의 경우에 대한 AFM 이미지 : (a) OTS 자기조립 표면 (b) PS/PVP-OTE 표면 (c) PS/PVP-OTE 표면.

- 이 일은 표면조직이 유체의 흐름에 매우 중요하며, 형태학적 거칠기와 화학적 거칠기의 차이에 대한 연구의 필요성을 말해줌. 이 연구는 표면 거칠기에 따른 NSBC의 변화를 보고한 최초의 실험적 연구결과이며, 전자기적 기록 매체나 마이크로유체역학 현상을 이해하는데 매우 중요함.

2. 생체모사 환경에 대한 기초적 연구 동향 II^[17,18]

- 소수성 표면 위의 나노버블과 그 전구체 층에 대한 연구
 - 오래전 물에 분산된 흑연 콜로이드에 대한 밀도 측정 실험 결과를 보면, 소수성 표면에서 물 층이 사라진다는 간접적 실험적 결과가 있음. 최근에는 엑스레이 및 중성자 실험을 이용한 액체의 계면에 대한 연구들이

매우 활발함. 특히 중성자 반사 실험은 적당한 산란 대조를 통해 계면 층간의 sensitivity를 높일 수 있는 좋은 실험방법임.

- 소수성 표면에서 밀도가 낮아지는 것은 얇은 증기층 또는 나노크기의 기체 버블에서 기인한다고 추측되어 짐. 그러한 나노버블의 존재는 tapping mode AFM으로 물속의 소수성 표면에서 여러번 확인된 바 있음.
- 독일의 Steitz 그룹에서는 중성자 산란법과 AFM을 결합하여 중수소 치환 PS와 중수사이에 존재할 수 있는 가스층의 존재를 밝혔음. 관찰된 가스 층의 두께는 약 2-5 nm 이었는데, 이것은 물의 공기 포화도 정도 또는 소수성 표면이 물에 접한 시간에 의존함. 이러한 결과는 중성자 산란법이 소수성 고분자-물 계면의 직접적 관찰에 매우 적합함을 보여줌.

<그림 3-2> 소수성 표면위의 나노버블의 존재를 AFM으로 확인하였음.

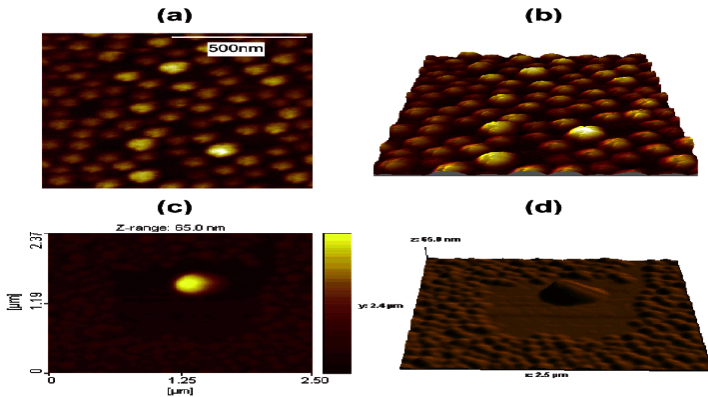
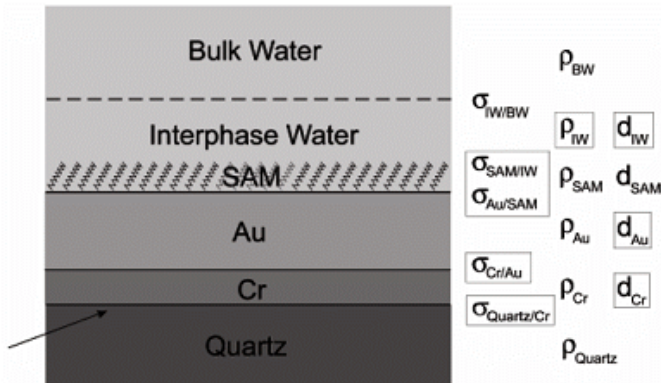


Figure 7. (a) Tapping mode topology image of nanobubbles on a $1\ \mu\text{m}$ square of the surface of a d-PS coated silicon substrate (film F) in distilled water (a) and result of a magnification of the nanobubbles with the AFM tip, by which several nanobubbles have coalesced into one bigger object (c). The images (b) and (d) are 3D projections of the topology images (a) and (c). Note that the lateral dimensions and height are shown on different scales. Also note that AFM without tip deconvolution does not allow us to draw conclusions about shapes. This is particularly true for highly deformable objects such as gas bubbles.

26 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

- 액체/고체 계면에서의 물 밀도는 중성자 산란실험에 의해 표면수직 방향으로 산란길이 밀도를 관찰함으로써 실험적으로 가능함. 이는 공기 및 고체/용액 계면에서의 흡착에 관한 연구에 매우 효과적임. 본 연구에서는 다결정성 금 기질위 자기조립 단분자층 표면에서 물 밀도를 관찰하였음. <그림 3-3>은 독일의 Steitz 그룹에서 관찰한 다층막 구조에 대한 개략도임.
- 여기서는 소수성 C18 표면과 친수성 C11OH 표면을 비교함. 소수성 표면에는 계면에 2 nm 정도 두께로 벌크층수 밀도의 9%만을 가지는 또 다른 층이 관찰되었으며, 친수성표면은 5 nm 두께로 88%의 밀도를 가지는 층의 존재를 보였음. 즉, 소수성 표면에 공기 나노버블이 존재함을 의미함. 이러한 물의 밀도측정법은 계면에 존재하는 공기 나노 버블층의 정량적 분석에 많은 기여를 할 것임.

<그림 3-3> 독일의 Steitz 그룹의 연구에서 사용된 다층막 구조에 대한 개략도



3. 탄소나노튜브를 이용한 바이오 센서

- 현재까지 바이오 물질 인식을 위해서 광학적 검출 기술을 많이 적용해왔지만, 이러한 분석법은 다량의 샘플이 요구되며 매우 복잡한 과정을 거쳐서, 즉, 분석물 투입 단계, 신호 발생 단계, 신호 증폭 단계, 복잡한 분석 결과 해석 단계를 거쳐야만 하는 번거로움이 있음.
- 하지만, 최근 이러한 복잡한 과정을 거치지 않고 최단 시간에 매우 소량의 분석물만으로도 분석 가능한 전기 소자 제작에 대한 연구가 활발히 진행되고 있음.
- 단백질-리간드 반응의 대표적인 예로, 아비딘(avidin)-바이오틴(biotin) 반응을 들 수 있는데, 고분자로 처리된 기질위에 탄소나노튜브를 이용하여 채널을 형성한 다음 전기 화학적인 방법을 통하여 스트렙토아비딘의 결합을 측정함.^[19]
- 고밀도의 CNT 멀티레이어를 만들어 그 위에 DNA를 부착한 다음 상보적으로 결합하는 DNA를 검출하는 방법은 게놈분석(genotyping), 돌연변이 검색(mutation detection), 병원성균진단(pathogen identification) 등에 유용함. PNA(peptide nucleic acid ; DNA 유사체)를 단일벽 탄소나노튜브에 고정하고, 목적 DNA와 상보적인 결합에 의한 신호검출 사례가 Williams, K. A. 연구진들에 의해 2001년 Nature에 발표됨.^[20]
- 또한 전기 화학적인 방법을 통해 올리고뉴클레오티드를 탄소나노튜브에 고정하고, 구아니딘 산화(guanidine

28 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

oxidation) 방법을 통해 검출한 예도 있지만 이 연구들은 탄소나노튜브를 바이오 칩의 제작 및 개발에 적용한 것은 아님.^[21]

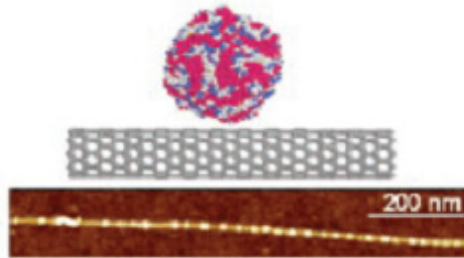
- 최근 탄소나노튜브를 이용한 고용량의 바이오분자 검출 센서(WO 03/016901 A1)가 알려졌는데 기질위에 화학적 연결체를 사용하여 복수의 탄소나노튜브를 배열하고 여러 종류의 리셉터를 부착하여 얻어지는 멀티 채널형 바이오 칩에 관한 내용으로 비교적 전기 전도도가 약하게 나타나 정확한 분석이 어려운 단점을 가지고 있음.

4. 탄소나노튜브 장 유발 트랜지스터 (CNT-FET) 이용한 바이오 센서 국외 연구동향

- 2003년 초에 Stanford 대학의 Hongjie Dai 그룹은 단백질(protein) 검출에 CNT-FET를 적용하였음.^[22] 그러나 탄소나노튜브를 이용한 단백질 인식은 광범위한 종류의 단백질이 탄소나노튜브 표면과 비특정 결합 (nonspecific binding)을 하기 때문에 선택적 검출이 어렵다는 한계가 있음.
- 이를 해결하기 위해 Hongjie Dai 그룹은 탄소나노튜브 표면에 비공유결합 방식으로 폴리에틸렌옥사이드를 도입하여 탄소나노튜브와 모든 단백질과의 비특정 결합을 방지함과 동시에 선택적 분자 인식용 나노 소자인 CNT-FET의 바이오 센서로서의 응용 가능성을 열어줌.

- <그림 3-4>은 실험에 사용한 단백질 용액에 단일벽 탄소 나노튜브를 1시간동안 방치한 결과 단백질이 단일벽 탄소 나노튜브 표면과 소수성 상호작용(hydrophobic interaction)에 의해 나노튜브 표면에 흡착되는 것을 확인한 AFM 이미지임.

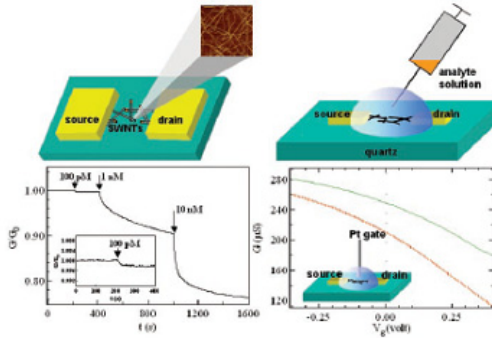
<그림 3-4> 단백질이 흡착된 탄소나노튜브의 AFM 이미지



표식을 위해 금 부착된 단백질 사용

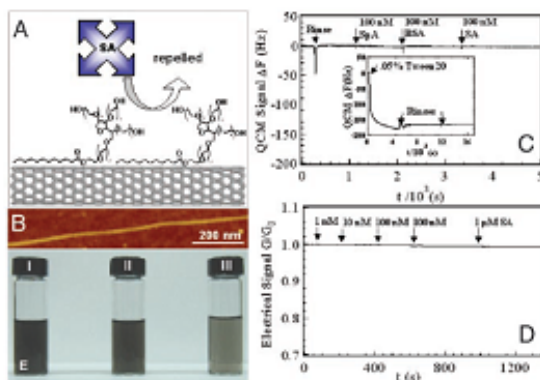
- <그림 3-5>은 단일벽 탄소나노튜브 벽에 단백질들이 흡착된 후 나타나는 전기전 신호의 변화를 보여주고 있고, QCM 그래프에서 resonance frequency가 큰 폭으로 감소함을 보여주고 있음. 또한 흡착된 단일벽 나노튜브를 수차례 세정 후에도 QCM에서의 resonance frequency에 변화가 없다는 사실로부터 단백질과 단일벽 탄소나노튜브와의 비특정 결합은 비가역반응임을 알 수 있음.
- 이와 같이 단백질이 탄소나노튜브에 흡착에 따른 전기전도도의 변화를 보여준다는 사실만으로는 한 종류의 단백질을 검출하는 단백질 센서로서는 응용이 불가능함.

<그림 3-5> QCM을 통한 질량 분석 및 CNT-FET를 이용한 단백질 검출



- 따라서 특정 단백질의 선택적 인식을 위해 탄소나노튜브 표면을 나노튜브 자체의 전기적 특성에 영향을 주지 않는 비공유 결합방식으로 폴리에틸렌옥사이드 그룹을 지닌 비이온성 계면 활성제 Tween 20 또는 Pluronic P103로 개질한 후 단백질과의 상호작용을 확인함.
- <그림 3-6>는 탄소나노튜브에 Tween 20을 도입한 모식도와 AFM 이미지임. 물에 대한 용해도 테스트를 보여주며 QCM 결과 분석물의 질량 변화가 없기 때문에 어떤 resonance frequency 변화가 없음을 확인하였고, FET 소자에서도 어떤 전기적 신호의 변화가 없음을 보여줌으로써 각 각의 계면 활성제로 표면처리 된 탄소나노튜브는 단백질과 비특정 결합을 하지 않음을 보여줌.

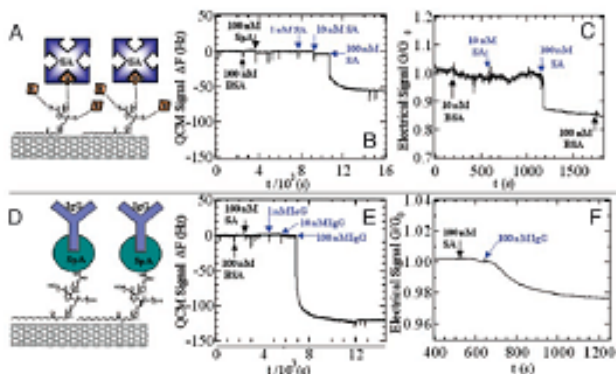
<그림 3-6> 바이오센서 모식도



(A) 분자 구조 모형 (B) AFM 이미지 (C) QCM 분석 그래프 (D) CNT-FET를 이용한 전류 변화 그래프 (E) 물에 대한 나노튜브의 용해도

- <그림 3-7>은 비이온성 계면 활성제인 Tween 20으로 표면 처리된 탄소나노튜브에 비오틴 (biotin) 이나 SpA 같은 특정 단백질 인식 사이트를 도입하여 선택적 단백질 인식의 가능성을 제시함.

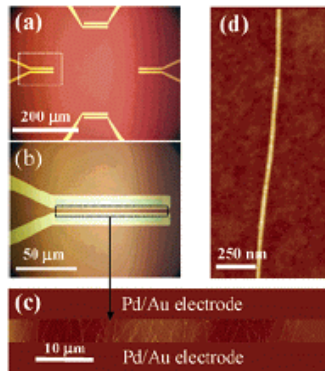
<그림 3-7> 탄소나노튜브를 이용한 분자 인식도 및 분자 인식 신호 변환 그래프



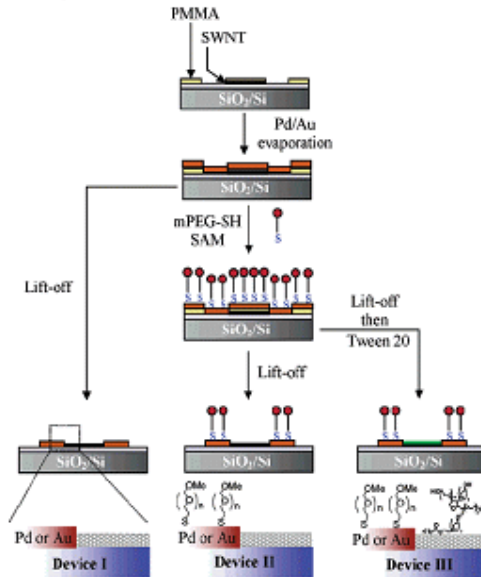
32 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

- 이러한 특정 단백질이 탄소나노튜브 표면에 흡착에 따른 나노튜브의 전기 전도도의 변화를 가져오는 이유에 대해서는 아직 논란이 많이 있지만, 그 중에서 대표적으로 제시되고 있는 메카니즘은 다음과 같음.
 - 단백질이 지닌 전하가 게이트 지배력(gate effect)이나 탄소나노튜브로 charge transfer 되기 때문에 FET 소자의 전기 전도도에 변화가 발생
 - 소자에 흡착된 단백질은 수용액상의 전기 이중층의 유전 상수에 영향을 주어서 전해질의 게이트 지배력을 변화시키기 때문에 발생
- 이러한 가정들 속에 보다 탄소나노튜브 FET 소자의 전기전도성 변화 현상에 대한 이해를 높이기 위해 Hongji Dai 그룹은 나노튜브 마이크로맷(micromat) 센서를 제작하고 세가지 타입의 소자에 대한 전기 전도도 변화를 분석함.^[23]

<그림 3-8> 마이크로맷 센서 제작도



<그림 3-9> 세가지 타입의 소자 제작 과정



○ 마이크로매트 센서는 그림과 같이 SiO₂/Si 기질 위에 5 μm 간격의 평행한 전극(Pd 또는 Pd/Au) 사이가 단일벽 탄소나노튜브로 연결되어 있음. 그리고 서로 다른 표면 처리가 된 세가지 타입의 소자를 제작하여 전기 전도도를 측정함.

- I 타입 - 표면 개질 없는 FET
- II 타입 - 금속 전극 표면에만 mPEG-SH 자기조립단분자층(SAM; self assembly monolayer) 도입
- III 타입 - II 타입과 같은 방식으로 전극 표면 개질 및 비이온성 계면활성제 Tween 20으로 탄소나노튜브 표면 개질

34 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

- 이러한 세가지 타입의 소자를 통해 다양한 단백질을 검출을 시도한 결과는 <표 3-1>에 나타냄. 타입 I 은 단백질 흡착에 따른 분명한 전도도의 변화를 보여주었고, 타입 II 의 경우 avidin 단백질을 제외하고는 어떤 단백질도 전도도의 변화를 가져오지 않았음.
- 이는 기존의 연구에서 무시되었던 금속 전극과 단백질의 비특정 결합이 존재함을 보여주었고 결국 나노튜브 FET 소자에 단백질이 결합했을 때 전기 전도도의 변화는 금속 전극과 나노튜브가 접촉하고 있는 부분에서의 변화 때문에 발생하며 이는, 단백질 흡착에 따른 금속 전극과 나노튜브의 Schottky barrier modulation 효과 때문이라고 제시함.
- 전도도 변화에 대한 메카니즘은 앞으로도 계속 연구가 진행되어야 하며, 리소그래피를 이용한 바이오센서 어레이 제작 가능성을 보여줌.

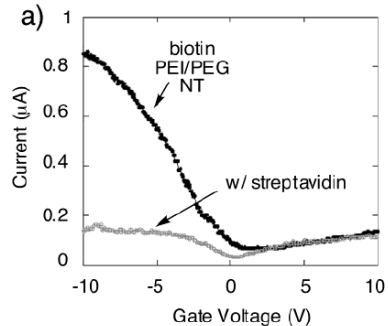
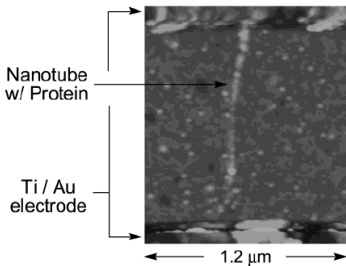
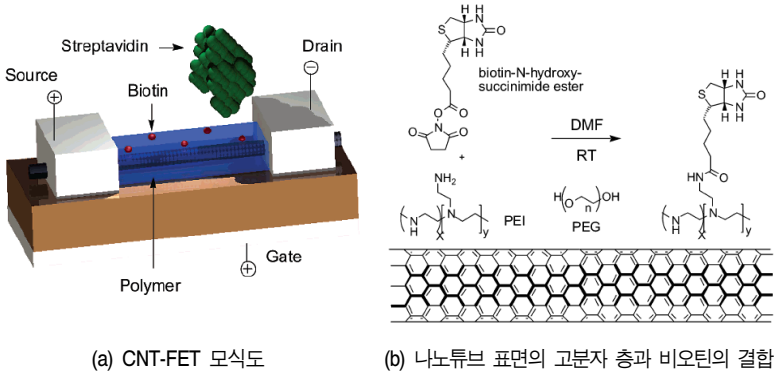
<표 3-1> 세가지 타입의 소자에 의한 단백질 인식 여부 분석 결과

Table 1. Summary of Whether Type I, II, and III Devices Exhibit Electrical Conductance Changes upon Exposure to Various Proteins in Solutions

proteins/ devices	device I (Pd/Au)	device II (mPEG-SH on Pd/Au)	device III (mPEG-SH on Pd/Au and Tween 20 on nanotubes)
BSA	yes	no	n/a
HSA	yes	no	n/a
hCG	yes	no	n/a
α-hCG	yes	no	n/a
hIgG	yes	no	n/a
avidin	yes	yes	no

- California 대학의 Alexander Star 그룹에서는 단백질 결합 검출용 전도성 채널로 탄소나노튜브를 이용한 FET를 보고함.^[24] 나노튜브와 단백질과의 비특정 결합을 방지하기 위하여 폴리에틸렌이민/폴리에틸렌글리콜(PEI; polyethyleneimine/PEG; polyethyleneglycol)을 나노튜브에 도입시킨 후 PEI의 아민기에 특정 단백질 인식 사이트인 biotin을 공유결합 시킨 후 biotin-streptavidin 결합을 전기적 신호로 검출.

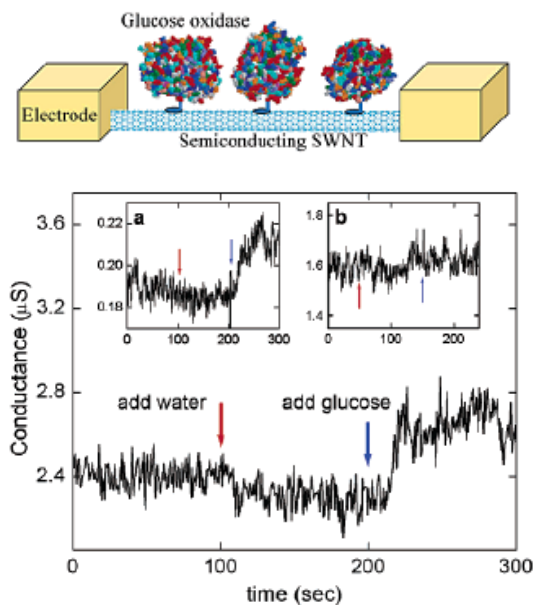
<그림 3-10> 스트렙토아비딘과 비오틴의 반응을 이용한 CNT-FET



36 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

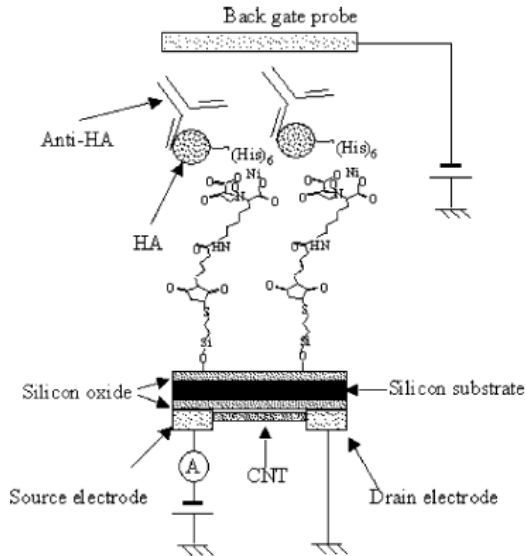
- 또한 금 나노 입자가 부착된 streptavidin을 이용하여 FET 소자<그림 3-10> (a)의 탄소나노튜브 표면에 streptavidin이 정량적으로 얼마나 흡착되었는지를 AFM 이미지<그림 3-10> (c)를 통해 보여 줌으로써 정량적인 평가도 가능함을 보여줌.
- Streptavidin이 결합하기 전에는 p-형 타입의 반도체 특성을 보여주었고, biotin-streptavidin 결합에 의해 전류가 급격히 감소함을 확인함으로써 특정 단백질인 streptavidin을 검출할 수 있음을 보여줌<그림 3-10 (d)>.
- Delft 대학의 Cees Dekker는 탄소나노튜브를 트랜지스터에 응용하고자 하는 연구의 선두 주자로서 탄소나노튜브 FET를 이용한 바이오센서로서 효소가 코팅된 나노튜브를 이용하여 실시간 pH 센서로 활용하는 연구 결과를 발표함.^[25]
- <그림 3-11>은 glucose oxidase를 표면 처리 하지 않은 탄소나노튜브의 pH 의존성을 확인한 것으로 pH에 따른 전류의 변화가 거의 없음을 알 수 있지만, glucose oxidase를 표면 처리한 탄소나노튜브의 경우 pH 변화에 따른 전류 변화가 매우 민감하게 감지됨을 보여주고 있음. 이로써 하나의 단일벽 탄소나노튜브를 이용한 pH 센서 응용이 가능함을 알 수 있음.
- 2005년 Hokkaido 대학의 Seiji Takeda 그룹의 경우 항원-항체 반응에 기초하여 hemagglutinin이 담지되어 있는 탄소나노튜브 FET를 이용하여 anti-hemagglutinin을 검출하는데 성공함.^[26]

<그림 3-11> 글루코즈옥시다스를 이용하여 탄소나노튜브를 처리 한 pH
센서용 CNT-FET

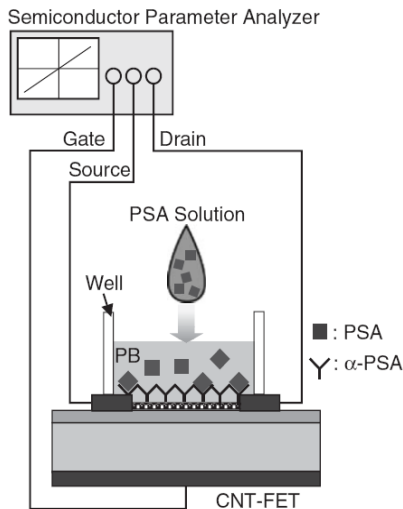


- 그들은 CNT-FET 소자 제작을 위해 전자빔 리소그래피 (electron beam lithgraphy; EBL)와 전자빔 증착(electron beam deposition)을 이용하여 <그림 3-12>와 같이 제작하였음. 이러한 소자를 이용하여 얻어진 anti-hemagglutinin의 검출한계는 5×10^{-8} mg/ml 으로 일반적으로 바이오센서로 이용되는 광학적 방법 등에 비해 매우 미량의 시료의 검출에 용이함.

<그림 3-12> anti-hemagglutinin을 검출 장비



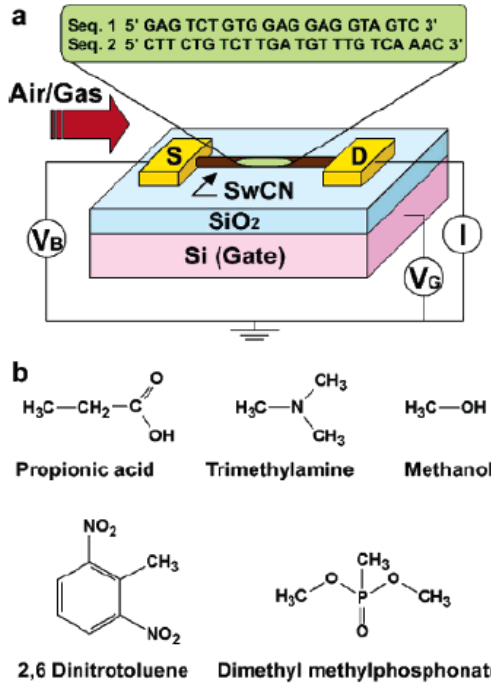
<그림 3-13> 항원-항체 반응 장비



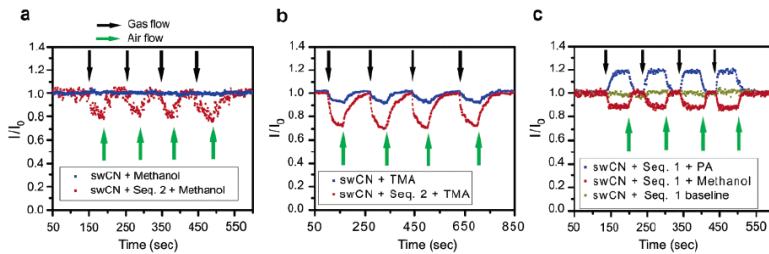
- Tsukuba 대학의 Atsuhiko KOJIMA 그룹은 항체로서 anti-pig serum albumin(α -PSA)가 담지된 탄소나노튜브를 이용하여 <그림 3-13> 항원인 pig serum albumin (PSA)의 흡착거동을 CNT-FET를 실시간 전기적 신호 변화로 검출하는 데 성공함.^[27]
- Pennsylvania 대학의 Alan T. Johnson 그룹은 single-stranded DNA(ss-DNA)로 개질된 단일벽 탄소나노튜브를 이용한 CNT-FET를 이용하여 종류가 다른 가스를 검출하는 가스 센서로서의 응용 가능성을 보임. 차세대 로봇의 일렉트로닉 코(electronic nose), 일렉트로닉 혀 (electronic tongue)으로서 응용 범위를 넓힐 수 있음.^[28]
- <그림 3-14> (a)는 ss-DNA로 제조된 CNT-FET 소자를 보여주며, <그림 3-14> (b)는 실험에 사용된 가스의 종류를 보여줌.
- 이를 이용한 전기적 신호의 검출은 <그림 3-15>에서 확인. <그림 3-15> (a)는 메탄올 검출 시 나타난 결과로, 순수 SWNT 만을 사용하였을 경우 전류의 변화가 없었지만, ss-DNA로 개질된 SWNT의 경우는 시간에 따른 전류 변화를 확인 할 수 있었음. 마찬가지로 trimethylamine (TMA) 가스 검출에서도 비슷한 신호 변화를 보여주었고, <그림 3-15> (c)에서는 어떤 가스도 흘려주지 않았을 경우에는 전류의 변화가 없었지만, propionic acid (PA)나 methanol의 경우 각기 다른 신호 변화를 보여 줌을 확인 할 수 있음.

40 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

<그림 3-14> (a) ss-DNA로 기능화 된 탄소나노튜브를 사용한 CNT-FET (b) 검출에 사용된 가스



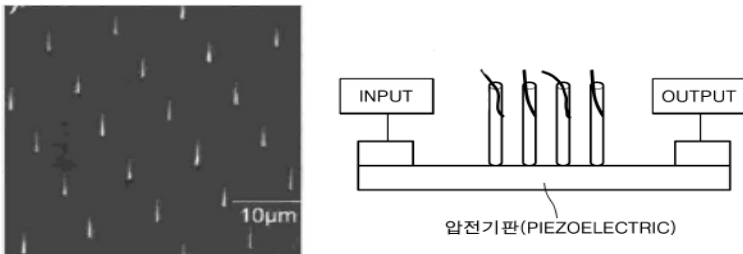
<그림 3-15> 가스 센서로서 CNT-FET의 전기 신호 변화 그래프



5. 탄소나노튜브 이용한 바이오 센서 국내 연구동향

- 국내에서도 탄소 나노튜브는 질병 탐지를 위한 단일 분자 바이오 센서 제조에 있어 촉망받는 후보자 중의 하나임. 나노튜브의 전기적 전도성은 생분자가 결합했을 때 측정 가능한 수치 변화를 나타냄.
- 삼성에스디아이의 경우 2005년 8월 바이오 칩 및 이를 포함하는 DNA 또는 단백질 등의 바이오 분자 검출 시스템에 관한 것으로 박막 트랜지스터 등의 하부 구조물 상에 탄소나노튜브에 프로브(probe) 바이오 분자를 부착하여 높은 밀도를 지니며 고속 센싱이 가능한 바이오 칩 <그림 3-16> 및 이를 이용한 바이오 분자 검출 시스템에 관한 특허를 공개함. (공개특허 2005-0081535)

<그림 3-16> 수직방향배열 탄소나노튜브 바이오 칩



- 한국과학기술원은 금속이 점재된 전도성 탄소나노튜브에 표적 바이오 물질과 결합하거나 반응하는 바이오 리셉터가 부착되어 있는 전도성 탄소나노튜브-바이오센서 및 그 제조 방법에 관한 특허 출현을 하였고, 그 후에도 계

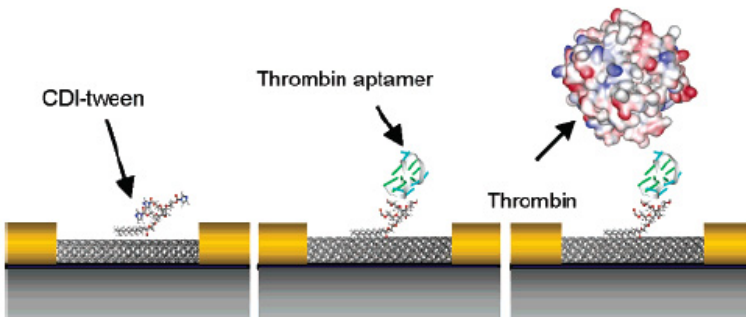
42 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

속 탄소나노튜브를 이용한 바이오센서에 대한 연구를 진행 중에 있음. (공개특허 2005-0051148)

6. 탄소나노튜브 장 유발 트랜지스터 (CNT-FET) 이용한 바이오센서 국내 연구동향

- 한국의 연구진은 탄소 나노튜브의 표면에 DNA 앵타머 (aptamer)를 부착시켜 나노튜브의 감도에 매칭되는 특정성과 내구성을 구비함. 앵타머는 커다란 단백질 항체처럼 기능하는 작은 DNA 혹은 RNA의 합성 분자로서 특정한 타겟 분자에 결합하는 성질을 갖고 있음. 앵타머는 항체보다 안정하고, 제조 비용이 저렴함. Journal of the American Chemical Society지에 2005년 충남대학교는 장 효과 트랜지스터(field-effect transistor)의 활성 요소로서 도입되는 단일 벽 탄소 나노튜브에 DNA 앵타머를 부착하는 방법 <그림 3-17>을 소개함.^[29]

<그림 3-17> CNT-FET를 이용한 앵타머 센서



- 연구에 사용된 앵타머는 응고와 관련된 혈액 단백질인 트롬빈(thrombin)을 인식하여 결합되도록 디자인됨. 전기 회로가 가동되면 앵타머로 변형된 트랜지스터는 트롬빈 희석 용액이 적기 되자마자 즉각적인 전도도 감소를 나타냄. 반면 혈액 효소인 엘라스타제(elastase) 희석 용액에는 전도도 변화를 나타내지 않음. 장치의 감도는 10 나노몰(nanomolar) 수준이고 연구진은 이미 고성능 단일벽 탄소나노튜브를 이용해 장치를 개발 중이고, 위의 감도는 보다 증가할 것으로 예상하고 있음.

7. 특허 동향

- 1997년부터 2004년까지 특허 등록을 기준으로 분석한 결과 총 387건으로 조사됨.^[30]
- 일본과 미국의 비중이 전체의 83%를 차지하고 있으며 국내의 경우 바이오센서에 대한 연구개발이 매우 작아 지속적인 노력이 필요한 시점임. 나노바이오센서에 대한 국가별 특허 현황은 미국의 비중이 가장 높았음.

<표 3-2> 바이오센서 연도별 특허현황

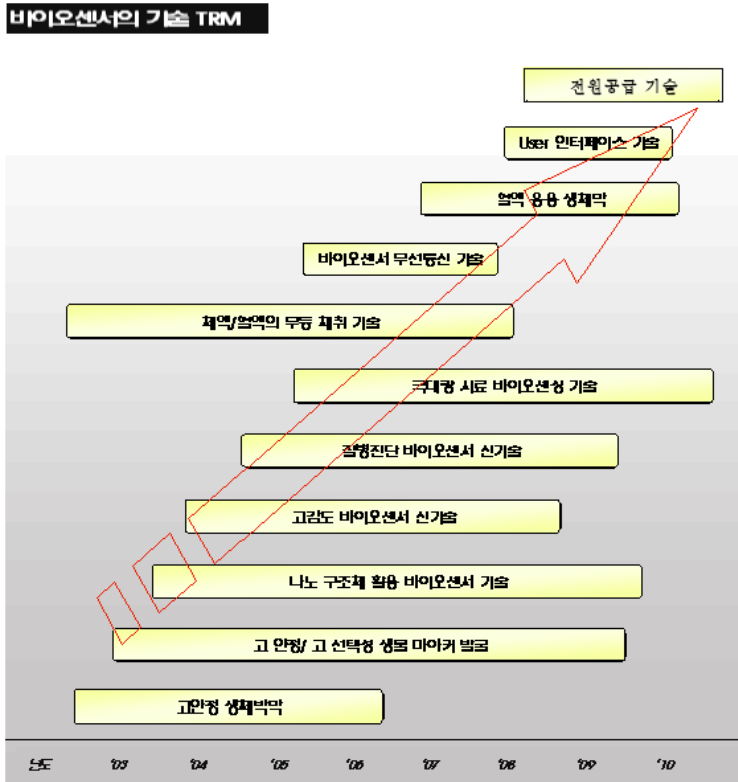
년 도	1997년	1998년	1999년	2000년	2001년	2002년	2003년	Total
한국	1	3	1	1	1	6	1	14
미국	19	13	8	3	15	29	26	113
유럽	10	4	4	4	48	15	5	50
일본	24	39	25	26	29	36	31	210
Total	54	59	38	34	53	86	63	387

44 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

- 산업이 고도화 다양화됨에 따라 각 분야에서 센서에 대한 수요가 크게 증가하고 있으며, 산업의 발전은 각종 정보의 감지 및 이의 변환기술을 크게 필요로 하게 되어 (sensing) 각 산업에서 첨단센서는 매우 중요한 위치를 차지하게 되었음.

8. 바이오 센서 기술 로드맵

<그림 3-18> 바이오센서 기술 로드맵

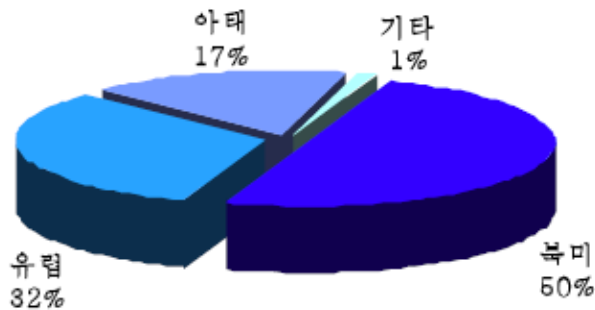


자료: 전자부품연구원

9. 바이오 센서의 국내외 시장 동향

- 바이오센서의 지역별 시장규모는 북미와 유럽지역이 전체의 82%를 차지하고 있고, 특히 미국 일본 독일의 점유비중이 높은 것으로 나타나고 있음. 이러한 비중은 2000년대 후반까지도 계속될 것으로 전망됨. 아시아 지역은 상대적으로 비중이 낮지만 일본을 중심으로 성장성은 더 높을 것으로 기대하고 있음. 현재 전 세계적으로 활동 중인 바이오센서 주요 업체들은 3M, Abbott Laboratories, Biacore Inc, Boehringer, Mannheim, Chiron Diagnostics, Criticare, IMEX Medical, i-STAT, LeeTec, LifeScan사 등을 포함한 20개 업체가 세계적인 바이오센서 시장에 영향을 주는 메이저 업체임.

<그림 3-19> 세계 바이오센서의 지역별 점유율(2003년)



자료: 참조 한국센서연구조합

- 세계 바이오센서 시장 규모는 전문가의 의견을 종합한 분석보고서 Kisti (2002)년 자료에 의하면 2003년 17억

불로 조사되었으며 2005년에는 50억불로 전망됨.

- 일본의 센서산업은 중소기업 및 등 일부 대기업에서 주도하고 Yaskawa, Rion, Omron 있으며 핵심기술 및 응용기술을 확보하고 있는 업체들은 센서의 종류 및 모델의 다양화로 세계시장 점유율이 높은 편이다 특히 일본은 센서의 핵심 기술인 소재산업이 과거부터 꾸준한 연구로 세계적인 위치를 차지하고 있음
- 일본은 기업과 연구기관이 서로 협력하여 바이오센서 특히 의약 및 산업용 바이오센서를 집중적으로 개발하고 있음. 일본은 정부 연구기관과 대학뿐만 아니라 30여개 이상의 업체가 이 분야 기술개발을 추진하고 있고 다른 나라 업체들보다 더 적극적으로 개발을 추진중임. 향후 일본이 바이오센서의 상용화를 주도할 가능성이 높음.
- 국내 순수 의료용 바이오센서 뿐 아니라 나노기술 연구 활성화로 연구 Post-Genome용 바이오센서의 수요가 급증하여 바이오센서 시장이 매년 꾸준한 성장률을 기록하며 2003년에 120억원 2010년에는 405억원 규모의 시장을 형성할 것으로 전망되고 있음.

제4장

결론 및 제언

1. 사회 경제적 파급 효과

- 바이오센서는 의료 환경 식품 산업 연구 군사 등의 분야에서 이용이 가능하고 각 세부 분야별로 다양한 제품 개발이 가능하며 향후 시장 규모가 크게 형성 할 수 있는 가능성이 매우 큰 분야임.
- 다양한 시장 중 바이오센서에 대한 수요가 가장 큰 시장은 의료 분야이다 이동이 용이하고 감지가 즉각적으로 이루어지는 바이오센서는 위험도가 높은 약품 사용 시 안정성과 진료의 신속성을 가능케 하므로 의료 분야에서 수요가 크게 증가할 것으로 예상됨.
- 환경 분야는 범위가 광대하므로 가격 경제성 신속성을 충족시키는 측정방법이 필요함. 이런 면을 충족시키기 위해 바이오센서에 대한 수요가 예상됨.

2. 국내 기술개발의 방향성

- 향후 혈당 센서는 연속적 측정이 강한 혈당기와 인슐린 펌프가 내장되어 있는 혈당기 개발이 연구과제로 보여짐. 면역센서의 경우에도 항원 항체 그 자체의 개발보다도 센서의 효율 극대화 노력과 나노테크놀러지를 이용한 항체의 고정화 및 최적화된 배열에 많은 연구를 집중해야 함.
- 최근 연구가 집중되고 있는 나노 구조체를 이용하여 광섬유 나노 바이오센서, 나노 입자 바이오센서, 이온 채널 바이오센서, 캔틸레버 바이오센서, 나노 입자용 전기 화학적 센서, 식품 안정성 바이오센서 등의 기술 개발을 활성화 해야 함.

3. 기술 및 시장 전망예측

- 바이오센서는 향후 의료 분야 이외에 환경 식품 산업 군사 등의 분야로 폭넓게 확대될 것으로 전망됨. 특히 식품과 환경 분야가 유망하므로 이들 분야에 적용할 수 있는 바이오센서의 개발이 시급함.
- 제품 개발 방향 설정에 있어서 제품 자체의 기술뿐만 아니라 측정의 간편화 측정의 리얼 타임화 측정시간 단축 감도 향상 신뢰성 향상 등에 주안점을 두어야 할 것임. 실용적인 면에서는, 사이즈의 소형화와 저가격화가 주요 문제임. 소형화가 이루어지면, 현재 이상 의료용도가 확

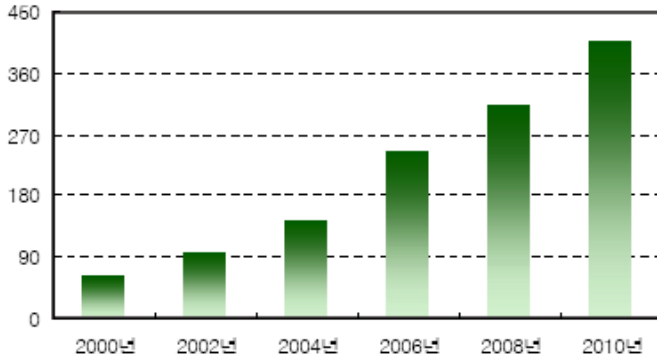
대될 것이며, 저가격화가 이루어지면 모든 용도에서 급격한 수요증가가 예상된다.

- 사회가 고령화되면서 예상되는 고령자의 사회적 입원을 가능한 감소시킨다면, 노인의료비가 절감될 것을 기대함. 그 일환으로서, 재택의료 기술개발이 중요 정부 정책의 하나가 되어야 함. 그렇다면, 의사·간호사에 의한 방문 의료·방문간호, 환자의 심전도·혈압 등의 주택에서의 계측, 이들의 계측 데이터 등을 바탕으로 환자를 대면하여 검진하지 않고 원격진단·병태과약, 각종 의료기기 등에 의한 재택치료, 재택환자의 치료·관리를 위하여 원격지로부터 행하는 교육·지도, 응급시의 연락과 구급 처방의 지도, 또는 야간·구급시설의 안내 등에 관한 구급지원과 같은 것을 가능하게 할 것임.
- 나노기술을 바이오센서에 접목해 성능을 향상시키면 질병의 조기진단, 실시간 진단 재택 진단, 현장진단 실현의 기본 도구로 사용될 것으로 보임. 이러한 다양한 바이오센서를 개발하기 위해서는 나노기술을 비롯한 전기화학, 폴리머화학, 효소학, 면역학, 단백질공학, 센서 소형화 및 기능통합 등과 같은 관련 기술의 연구와 융합에 관심을 기울여야 할 것임.
- 용도별로는 의료용이 향후에도 주도적 높은 점유율을 차지하면서 시장성장을 주도해 나갈 것으로 전망되고 있음.
- 바이오 칩 분야는 기존의 칩과 더불어 단백질 칩에 대한 연구가 증폭 될 것으로 보임. 미래의 진료 시스템이 병원에서 자가 진단 쪽으로 전환됨에 따라 가정에서 랩은

50 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

어칩(lap-on-a-chip)을 이용하여 병원으로 전송하는 형태도 예상 할 수 있음.

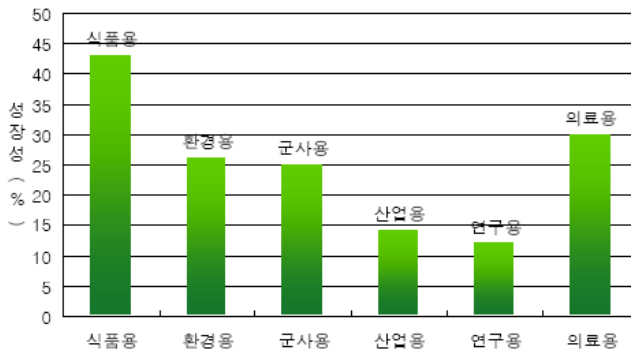
<그림 4-1> 한국 바이오센서 시장 규모 현황 및 전망



단위 : 억 원

자료 : R&D 응용예측

<그림 4-2> 세계 바이오센서의 시장 성장성 전망



자료 : KISTI R&DBi를 재가공

4. R&D 전략 및 제도적/정책적 제언

- 향후 국내 바이오산업을 키우기 위해서는 시장의 수요를 반영하는 사업화를 연구 R&D 개발 과정에 반영시켜야 함. 또한 국내 시장의 90%를 차지하고 있는 Rosche, Akray 등 외국 업체와의 경쟁 우위를 확보하기 위해 해외 마케팅 능력 또한 요구됨.
- 특히 정부 차원에서 바이오벤처 육성에 더욱 관심을 가지고 정책을 추진하여야 함. 관련 부처인, 과학기술부, 산업자원부, 보건복지부, 해양수산부, 농림부, 환경부, 교육인적자원부 그리고 정보통신부 등은 비슷한 분야에 중복투자를 피하고 장기적인 투자가 필요한 비인기 분야에도 투자하는 노력이 요구됨.

5. 결론

- 최근 센서에 대한 연구개발 비용이 크게 증가하였음. CMOS Image 센서, GMR(Giant Magneto Resistive) 센서, 레이더 레벨센서, 바이오센서 등 높은 성장성이 예상되는 제품의 종류들은 높은 연구개발 비용이 요구되고 이는 판매 시 가격수준에 영향을 미치며 제품의 상용화에도 영향을 미침.
- 지금 전 세계적으로 바이오칩 시장이 형성되고 있는 시점에서 앞으로 국내 산업계와 연구기관 정부 그리고 학계가 유기적인 협력체제를 구축하고 공동으로 실천 가능

52 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

한 연구개발 및 상품화 전략을 수립하는 등의 노력을 기울인다면 세계적인 램 반도체와 정보 통신 분야 기술 강국에서 21세기 바이오칩 강국으로 부상할 수 있을 것임.

참고문헌

1. T. E. Mallouk and D. J. Harrison, "Interfacial Design and Chemical Sensing", American Chemical Society, Washington, DC, 1995
2. J. Kong, N. R. Franklin, C. W. Zhou, M. G. Chapline, S. Peng, K. Cho, H. J. Dai, *Science*, 287, pp.622-625, 2000.
3. A. L. Demirel, L. Cai, A. Dhinojwala, S. Granick, J. M. Drake, "Nanorheology of Polymers, Block Copolymers, and Complex Liquids," *MRS Proc.* 366, p113, 1995.
4. A. L. Demirel and S. Granick, "What is Fluctuating in a Confined Liquid in the Stick-Slip Regime?" In B. Persson, Ed., *Physics of Sliding Friction*, NATO ASI Series, Kluwer Academic Publishers, Boston, 1996
5. A. Levent Demirel, S. Granick, "Friction Fluctuations and Friction Memory in Stick-Slip Motion," *Phys. Rev. Lett.*, 77, p4330, 1996.
6. A. Levent Demirel, S. Granick, Glasslike, "Transition of a Confined Simple Fluid," *Phys. Rev. Lett.*, 77, p2261, 1996.
7. A. Levent Demirel, S. Granick, "Relaxations in Molecularly-Thin Liquid Films," *J. Phys. Condensed Matter.*, 47, p9537, 1996.
8. W. Kratschmer, L. D. Lamb, K. Fostiropoulos, R. D. Huffman, *Nature* 347, pp.354-358, 1990.
9. S. Iijima, *Nature*, 354, pp.56-58, 1991.
10. M. S. Dresselhaus, G. Dresselhaus, Phaedon, Avouris, "Carbon nanotubes : synthesis, structure, properties, and applications" New York, Springer, 2001

54 단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

11. Sander J. Tans, Alwin R. M. Verschueren, Cees Dekker, Nature, 393, pp.49-52, 1998.
12. <http://drm.kist.re.kr/SMS/document/Nanotechnology/CNT-electronics.pdf>
13. <http://diamond.kist.re.kr/SMS/document/Nanotechnology/CNT-transistor.PDF>
14. “전도성 탄소나노튜브를 이용한 바이오센서 및 그 제조방법” 공개특허공보 2004-0107225
15. Yingxi Zhu, Steve Granick, “Limits of the hydrodynamic no-slip boundary condition”, PHYSICAL REVIEW LETTERS, 88(10), No.106102, 2002.
16. R. Pit, H. Hervet, L. Lége, “Direct experimental evidence of slip in hexadecane: Solid interfaces”, PHYSICAL REVIEW LETTERS, 85(5), pp.980-983, 2000.
17. Roland Steitz, Thomas Gutberlet, Thomas Hauss, Beate Klösgen, Rumen Krastev, Sebastian Schemmel, Adam C. Simonsen, Gerhard H. Findenegg, “Nanobubbles and their precursor layer at the interface of water against a hydrophobic substrate”, LANGMUIR, 19(6), pp.2409-2418, 2003.
18. D. Schwendel, T. Hayashi, R. Dahint, A. Pertsin, M. Grunze, R. Steitz, F. Schreiber, “Interaction of water with self-assembled monolayers: Neutron reflectivity measurements of the water density in the interface region”, LANGMUIR, 19(6), pp.2284-2293, 2003.
19. Alesander Star, jean-Christophe P. Gabriel, Keith Bradley, George GrUner, Nano Letters, 3 (4), pp.459-463, 2003.
20. Keith A. Williams, Peter T. M. Veenhuizen, Beatriz G. de la Torre, Ramon Eritja, Cees Dekker, Nature, 420, p761, 2001.
21. Jun Li, Hou Tee Ng, Alan Cassell, Wendy Fan, Hua Chen, Qi

- Ye, Jessica Koehne, Jie Han, M. Meyyappan, *Nano Letters*, 3, pp.597-602, 2003.
22. Robert J. Chen, Sarunya Bangsaruntip, Katerina A. Drouvalakis, Nadine Wong Shi Kam, Moonsub Shim, Yiming Li, Woong Kim, Paul J. Utz, Hongjie Dai, *Applied physical sciences*, 100 (9), pp. 4984-4989, 2003.
23. Robert J. Chen, Hee Cheul Choi, Sarunya Bangsaruntip, Erhan Yenilmez, Xiaowu Tang, Qian Wang, Ying-Lan Chang, Hongjie Dai, *J. Am. Chem. Soc.*, 126 (5), pp.1563 -1568, 2004.
24. Alexander Star, Jean-Christophe P. Gabriel, Keith Bradley, George GrUner, *Nano Letters*, 3 (4), pp.459-463, 2003.
25. Koen Besteman, Jeong-O Lee, Frank G. M. Wiertz, Hendrik A. Heering, Cees Dekker, *Nano Letters*, 3 (6), pp.727-730, 2003.
26. Seiji Takeda, Agus Sbagyo, Yoshihiro Sakoda, Atsushi Ishii, Makoto Sawamura, Kazuhisa Sueoka, Hiroshi Kida, Koichi Mukasa, Kazuhiko Matsumoto, *Biosensors and Bioelectronics*, 21, pp.201-205, 2005.
27. Atsuhiko Kojima, Chan Kyeong Hyon, Takafumi Kamimura, Masatoshi Maeda, Kazuhiko Matsumoto, *Japanese Journal of Applied Physics*, 44 (4A) pp.1596-1598, 2005.
28. Cristian Staii, Alan T. Johnson, Jr., Michelle Chen, Alan Gelperin, *Nano Letters*, 5 (9), pp.1774 -1778, 2005.
29. Hye-Mi So, Keehoon Won, Yong Hwan Kim, Byoung-Kye Kim, Beyong Hwan Ryu, Pil Sun Na, Hyojin Kim, Jeong-O Lee, *J. Am. Chem. Soc.*, 127, pp.11906-11907, 2005.
30. BIO Sensor의 기술 및 시장 전망, (주)알앤디비즈, 2005

저자소개

홍재민

- 공학박사
- 현, 한국과학기술연구원 책임연구원

이창환

- 공학박사 수료
- 현, 한국과학기술정보연구원 선임연구원
- 저서: 산업용 로봇, 자동차 연료장치 등

지문위원

이현정

- 공학박사
- 현, 한국과학기술연구원 선임연구원

BB103

홍재민 · 이창환

단일벽 탄소나노튜브의 바이오센서로의 응용

2005년 12월 19일 인쇄

2005년 12월 23일 발행

발행처



서울특별시 동대문구 청량리동 206-9

☎ 130-742

전화 : 3299-6114

등록: 1991년 2월 12일 제5-258호

발행인

조영화

인쇄처

영신기획
