

일차원 나노 물질을 이용한 바이오센서의 개발

I. 서론

일차원 나노 물질이란 탄소나노튜브나 실리콘 나노 와이어와 같이 수 나노에서 수십 나노의 작은 직경을 갖으면서 길이는 수 마이크로에서 수 밀리미터에 이르는 가느다란 선 형태의 일차원 구조를 갖는 물질을 의미한다. 이와 같은 일차원 나노 물질은 20세기 후반에 제조되기 시작되어 현재는 일일 수 톤 규모로 대량생산이 가능하다. 또한 수많은 연구 결과들을 통하여, 일차원 나노 물질은 기존 물질이 갖는 물리적 한계를 뛰어넘을 수 있다는 점이 증명되었다.^[1-2] 현재 컴퓨터나 휴대폰 등에 들어가는 첨단 소자들은 나노 제조 공정으로 제작되기 때문에 반도체 시설의 노광 기기들을 이용해 고가의 제작비용을 요구한다. 하지만, 대량 생산된 일차원 나노물질을 이용하면 낮은 가격에 고성능을 가지는 소자를 제작할 수 있어서 기존 제품 대비 높은 가격 경쟁력을 가진다.

특히 일차원 나노물질은 그 구조적인 특징으로 인하여 바이오센서로 적용할 경우에, 검출목표가 되는 타겟 바이오 마커를 굉장히 높은 민감도로 측정할 수 있다는 점이 많은 연구 결과들을 통하여 증명되었다.^[3] 본 논문에서는 이와 같은 우수성을 가지는 일차원 나노물질 중에 탄소나노튜브를 이용하여 새로운 방식의 바이오센서를 구현하고자 한다. 이를 위하여 먼저 현재 일차원 나노물질을 기능성 소자로 제작하는데 큰 걸림이 되고 있는 전극과의 조립 방법에 대한 새로운 방법을 제시할 것이다. 다음으로 나노 물질이 결합된 센서를 낮은 가격으로 제작하기 위하여, 나노 크기의 위치 정확도를 갖고 정렬된 다층 구조의 전극 제작 방법을 제안한다. 마지막으로 이와 같이 조립된 일차원 나노 물질을 이용해 심장질환 바이오 마커를 검출하는 광학적 방식의 바이오센서에 대해 소개하고자 한다.



심 준 섭
광운대학교
전자융합공학과

II. 관련 연구

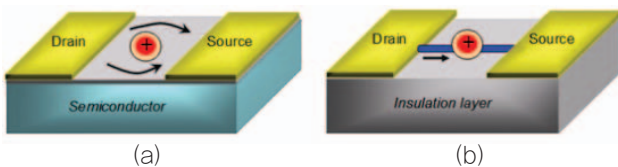
1. 일차원 나노물질을 이용한 바이오센서

일차원 나노물질은 구조적인 특징으로 인하여, 특정 바이오 마커를 검출하여 질병을 진단하고자 했을 때 높은 성능을 가지는 센서로 구현될 수 있다. 우선, 일차원 나노물질은 일차원 효과에 의하여 박막형 구조로 제작된 기존의 이차원 형태의 바이오센서보다 높은 검출 민감도를 가진다.^[4-5] 이차원 형태의 바이오센서인 이온 민감성 전계효과 트랜지스터(Ion-Sensitive FET)는 두 전극 사이에 연결된 반도체성 물질의 표면에 전하를 가진 물질이 결합하게 되면 두 전극 사이에 흐르는 전류량이 변하게 된다. 이는 전계효과 트랜지스터 (FET, Field Effect Transistor)에서 두 전극 사이의 게이트(Gate)에 전압이 가해졌을 때 두 전극 사이에 흐르는 전류량이 변하는 것과 같은 원리이다. 이와 같은 이차원 형태의 바이오 센서는 <그림 1(a)>에서 보이는 것과 같이 타깃 바이오 마커가 검출 영역에 존재할지라도, 바이오 마커 주변으로 전류가 우회할 수 있는 통로가 많다. 따라서 검출 대상이 되는 바이오 마커가 있을지라도 검출 여부를 결정하게 되는 전류의 변화가 크지 않다. 하지만 <그림 1(b)>에서 보이는 것과 같이, 일차원 나노물질이 두 전극 사이에 결합된 경우에는 전류가 흐르는 통로가 매우 협소하기 때문에, 검출 목표가 되는 타깃 바이오마커가 일차원 나노 물질에 존재할 경우에 타깃 바이오 마커 주변으로 우회할 수 있는 통로가 없게 된다. 그러므로 측정 대상이 되는 바이오 마커가 극소량

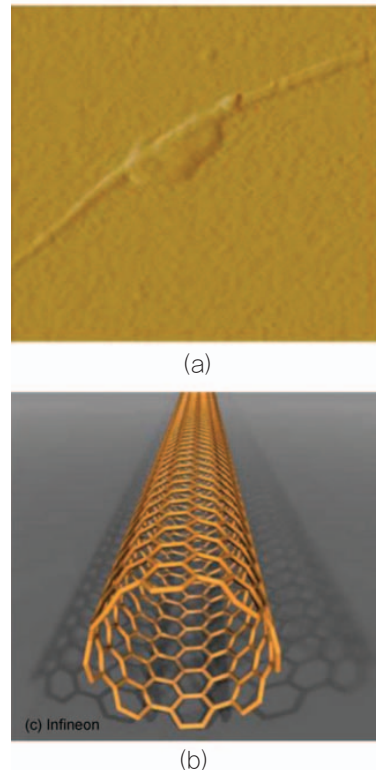
일차원 나노물질은 구조적인 특징으로 인하여, 특정 바이오 마커를 검출하여 질병을 진단하고자 했을 때 높은 성능을 가지는 센서로 구현될 수 있다.

으로 존재할지라도 일차원 나노 물질을 통과하는 전류가 직접적으로 제한되기 때문에 극소량의 바이오 마커도 검출이 가능하다.

다음으로 <그림 2(a)>에 보이는 것과 같이 일차원 나노 물질의 크기가 일반적인 단백질이나 유전자의 크기와 비슷하기 때문에 매우 효율적으로 생체 물질과 결합될 수 있다.^[6] 또한 이렇게 결합된 생체 물질은 일차원 나노 물질을 전체적으로 에워싸기 때문에 타깃 바이오 마커와의 결합으로 인해 발생하는 외부 변화가 손실 없이 일차원 나노 물질에 영향을 미치지 된다. 또한 <그림 2(b)>에 나타난 대로 일차원 나노물질은 그 물질을 구성하고 있는 대부분의 원자가 외부에 노출되어 있기 때문에, 외부의 작은 변화에도 일차원 나노물질의 물리적



<그림 1> (a) 이차원 구조의 ISFET 센서와 (b) 일차원 나노물질 센서



<그림 2> (a) 탄소 나노 튜브를 둘러싸고 있는 단백질의 원자 현미경 사진^[6]과 (b) 모든 원자가 외부에 노출된 탄소 나노 튜브의 개념도^[1]

특성이 변화되게 된다. 결국 일차원 나노 물질이 갖는 이와 같은 구조적 특이성으로 인하여, 일차원 나노물질을 두 전극 사이에 결합하여 센서를 제작할 경우에 굉장히 높은 민감도를 가지는 소자를 제작할 수 있다.

이와 같은 일차원 나노물질은 특별히 일회용으로 사용되는 현장 질병 진단용 소자 (Point-of-care testing device) 를 제작할 경우에 큰 장점을 갖는다. 많은 경우의 현장 질병 진단용 소자는 샘플간의 오염을 방지하기 위해 한번 쓰고 버리는 형태의 일회용품으로 제작된다. 그리고 이처럼 일회용품으로 적용되기 위해서는

제작비용이 매우 저렴해야 한다. 여기에 더하여 인체의 혈액 내에 극소량으로 존재하는 다양한 종류의 바이오 마커를 검출하려면, 매우 높은 검출 민감도로 질병을 진단할 수 있어야 한다. 이와 같이 높은 성능을 가지면서도 저가에 제작이 가능한 질병 진단용 소자를 제작하는데 있어 일차원 나노 물질은 매우 적합한 특성을 갖고 있다. 일차원 나노 물질은 하루에 수 톤 규모로 대량 생산이 가능하고, 두 전극 사이에 소수의 일차원 나노 물질을 개별적으로 조립하여 센서로 제작하기 때문에 제작비용이 매우 저렴하다. 따라서 일차원 나노 물질을 사용할 경우, 탁월한 성능을 가지면서도 현장 질병 진단을 위한 일회용 바이오 센서를 저가에 구현할 수 있다.

2. 일차원 나노 물질의 조립

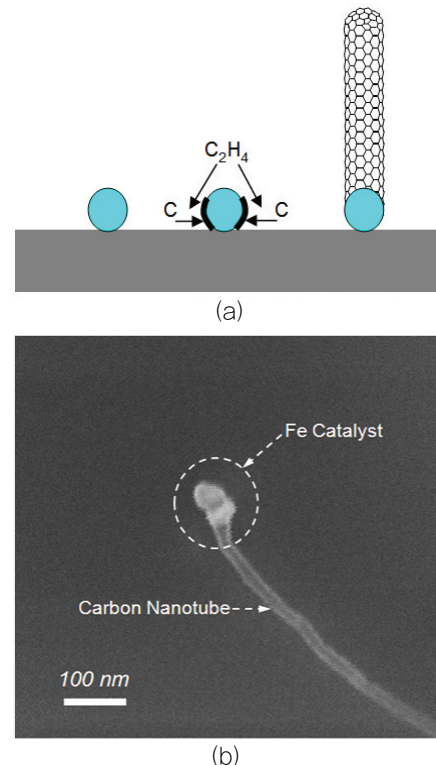
일차원 나노 물질을 이용해 높은 성능을 발휘할 수 있는 기능성 소자로 제작하기 위해서는, 원하는 위치에 정확히 정렬시켜야 한다. 하지만 그 크기가 매우 작기 때문에 원하는 목표 지점에 조립하는 것이 쉽지 않고, 이로 인해 일차원 나노물질을 이용한 기능성 소자를 구

이와 같은 일차원 나노물질은 특별히 일회용으로 사용되는 현장 질병 진단용 소자 (Point-of-care testing device) 를 제작할 경우에 큰 장점을 갖는다. 많은 경우의 현장 질병 진단용 소자는 샘플간의 오염을 방지하기 위해 한번 쓰고 버리는 형태의 일회용품으로 제작된다.

일차원 나노 물질은 하루에 수 톤 규모로 대량 생산이 가능하고, 두 전극 사이에 소수의 일차원 나노 물질을 개별적으로 조립하여 센서로 제작하기 때문에 제작비용이 매우 저렴하다. 따라서 일차원 나노 물질을 사용할 경우, 탁월한 성능을 가지면서도 현장 질병 진단을 위한 일회용 바이오 센서를 저가에 구현할 수 있다.

현하여 상용화하는데 큰 걸림돌이 되고 있다. 본 연구에서는 이러한 어려움을 해결하기 위하여 일차원 나노 물질을 제작할 때 사용되는 금속 촉매를 자기력을 이용하여 두 전극 사이의 원하는 위치에 고정하는 새로운 방법에 대하여 소개하고자 한다.^[7]

대표적인 일차원 나노 물질인 탄소 나노 튜브를 제작하기 위해서는 <그림 3(a)>에서와 같이 금속 입자를 기판위에 나노 크기로 형성시켜야 한다. 그 후, 기상화학 증착 (Chemical Vapor Deposition, CVD) 챔버에 준비된 기판을 위치시키고 C₂H₄ 등의 탄소를 함유한 기체를 공급해



<그림 3> (a) 탄소 나노 튜브의 제작 원리^[8]와 (b)탄소 나노 튜브 전자현미경 사진^[7]

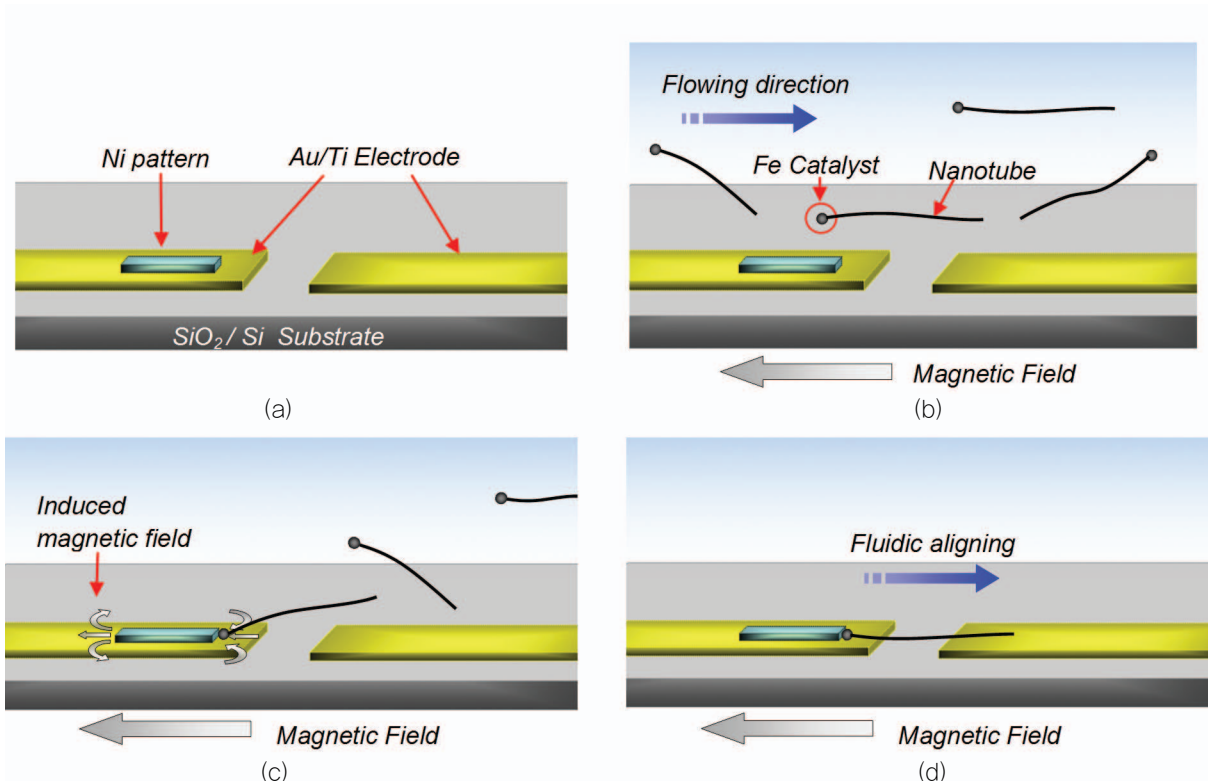
준다. 이 때, 탄소 성분이 금속 나노 입자에 녹아들게 되어 금속 나노 입자가 초포화(Supersaturation)상태가 되면, 탄소입자가 튜브 구조를 형성하면서 금속 나노 입자위에서 나무처럼 자라나게 된다.^[8]

탄소 나노 튜브를 제작하는 이러한 과정에 사용되는 금속 나노 입자는 대개 철, 니켈, 코발트 등의 강자성체 물질이 이용된다. 그리고 탄소 나노 튜브가 금속 나노 입자위에 나무처럼 자라기 때문에, 탄소 나노 튜브의 한쪽 끝에는 <그림 3(b)>과 같이 금속 나노 입자가 남아있게 된다. 본 연구에서는 금속 나노 입자가 강자성체 물질이라는 것과 탄소 나노 튜브의 한쪽 끝에 국부적으로 존재한다는 점을 이용하여, 탄소 나노 튜브를 두 전극사이의 정확한 위치에 원

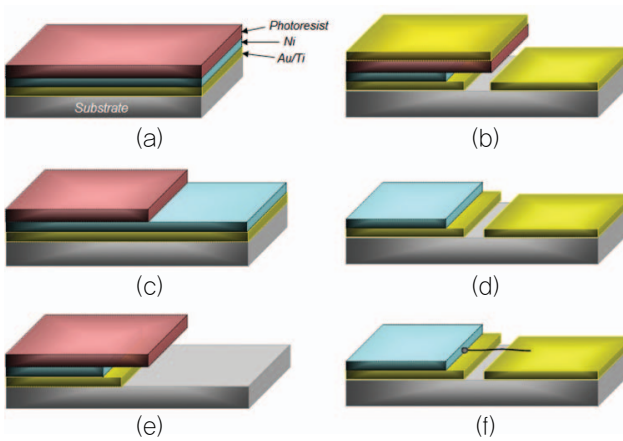
본 연구에서는 금속 나노 입자가 강자성체 물질이라는 것과 탄소 나노 튜브의 한쪽 끝에 국부적으로 존재한다는 점을 이용하여, 탄소 나노 튜브를 두 전극사이의 정확한 위치에 원하는 방향으로 정렬시킬 수 있는 방법을 개발하였다.
그림 4는 새롭게 개발된 방법으로 탄소 나노 튜브를 두 전극 사이에 조립하는 순서를 보여주고 있다.

하는 방향으로 정렬시킬 수 있는 방법을 개발하였다.

<그림 4>는 새롭게 개발된 방법으로 탄소 나노 튜브를 두 전극 사이에 조립하는 순서를 보여주고 있다. 먼저 <그림 4(a)>와 같이 탄소 나노 튜브가 고정될 전극 위에 니켈을 패터닝해준다. 이렇게 준비된 전극위에 수용액 상태의 탄소 나노 튜브를 흘려보낸다. 이때 외부에서 자기장을 인가해 주면, 전극 위에 제작된 니켈 패턴은 자기력을 유도하여 마치 작은 자석과 같은 역할을 하게 된다. 그리고 탄소 나노 튜브의 한쪽 끝에 있는 철 나노 입자는 강자성체의 물성을 가지기 때문에, 니켈 패턴에 자기력으로 붙들려서 고정되게 된다. 마지막으로 이렇게 한쪽 끝이 니켈에 고정된 탄소 나노 튜브는 유체의 흐르는 방향을 따라서



<그림 4> 탄소 나노 튜브를 두 전극 사이에 정렬하는 과정. (a) Ni 이 패터닝된 전극의 제작, (b) 탄소 나노 튜브 수용액을 흘려줌, (c) 철 촉매가 자기력으로 Ni에 고정됨, (d) 유체의 흐르는 방향으로 정렬됨^[7]



〈그림 5〉 나노 크기의 정확도로 니켈이 정렬된 나노 간격 전극의 제작 방법. (a) Ani과 Au/Ti가 증착된 기판의 준비, (b) PR 패터닝, (c) Ni과 Au/Ti 금속 층의 식각 공정, (d) Au/Ti 금속 층의 증착, (e) PR 층을 제거하여 완성된 전극, (f) 탄소 나노 튜브의 조립^[9]

방향성을 가지고 정렬되게 된다.

〈그림 5〉는 이와 같은 방식으로 두 전극 사이에 개별적으로 조립된 탄소 나노 튜브의 전자 현미경 사진이다. 외부에서 인가된 자기력은 자기장의 변화가 가장 크게 발생하는 니켈 패턴의 모서리에 집중된다. 따라서 니켈 패턴의 모서리에 철 금속입자가 붙게 되고 탄소 나노 튜브는 용액의 흐르는 방향을 따라서 두 전극 사이를 이어주는 방향으로 정렬되어 있다.^[9]

이렇게 탄소 나노 튜브를 제작하는 방식은 기존의 전기영동(Dielectrophoretic, DEP)방식으로 조립하는 것과 비교했을 때, 외부에서 전기를 연결할 필요가 없기 때문에 대면적으로 많은 수의 전극 사이에 제작할 수 있다.^[10] 또한 탄소 나노 튜브를 화학적 기능기로 코팅하여 특정위치에 조립하는 방식은 화학적 결합물이 탄소 나노 튜브의 물성을 변화시킬 수 있다는 단점이 있는 반면에, 본 연구에서 개발된 방식은 탄소 나노 튜브에 아무런 표면 처리도 하지 않기 때문에 고유한 물성을 그대로 이용할 수 있다는 장점도 있다.^[11] 따라서 본 연구를 통하여, 우수한 성능을 갖는 탄소 나노 튜브를 그 고유한 성능을 보존하면서도 정확한 위치에 대량으로 조립할 수 있는 새로운 방법을 개발하였다.

3. 자가 정렬된 나노 간격 전극의 제작

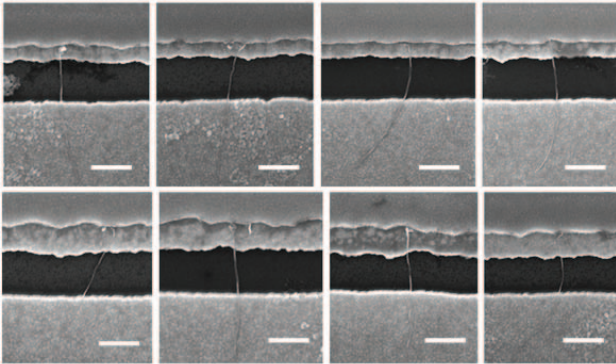
본 연구에서 개발된 방식을 이용하여 탄소 나노 튜브를 조립하기 위해서는, 탄소 나노 튜브가 고정되는 니켈을 전극 위의 정확한 위치에 패터닝 해야 한다. 또한 탄소 나노 튜브의 길이가 짧기 때문에 두 전극 사이의 간격을 나노 크기로 제작하여 탄소 나노 튜브가 두 전극 사이를 연결할 수 있도록 해야 한다. 이를 위해서는 고가의 장비를 사용해 나노 간격의 전극을 제작해야 하고, 니켈 패턴과 전극을 나노 간격의 높은 정확도로 정렬해야 한다는 단점이 있다. 우수한 성능을 가지면서도 저가에 제작된 탄소 나노 튜브를 사용하여 한번 사용하고 버릴 수 있는 고성능의 소자를 제작하기 위해서는, 고가의 장비를 사용하지 않으면서도 나노 간격의 전극을 제작해야 하고 니켈을 나노 크기의 정확도로 전극위의 정확도

위치에 정렬해야 한다. 이를 위하여 본 연구에서는 여러 겹의 금속 층을 나노 크기의 정확도

우수한 성능을 가지면서도 저가에 제작된 탄소 나노 튜브를 사용하여 한번 사용하고 버릴 수 있는 고성능의 소자를 제작하기 위해서는, 고가의 장비를 사용하지 않으면서도 나노 간격의 전극을 제작해야 하고 니켈을 나노 크기의 정확도로 전극위의 정확한 위치에 정렬해야 한다.

와 간격을 갖도록 제작하는 방법을 새롭게 개발하였다.

〈그림 5〉는 여러 겹의 금속 층을 나노 크기의 높은 정확도로 정렬하고 두 전극사이의 거리를 나노 간격으로 제작할 수 있는 공정을 보여주고 있다.^[9] 먼저 전극이 되는 금 티타늄 (Au/Ti) 금속 층위에 니켈 (Ani) 금속 층이 증착된 기판을 감광성 수지(Photoresist, PR)로 코팅해준다. 이렇게 준비된 기판을 노광(Lithography)공정으로 PR을 패터닝해준 후, Ni 금속 층과 Au/Ti 금속 층을 각 금속에 대한 선택적 식각액으로 습식식각(Wet etching)해준다. 이러한 습식 식각 온정중 PR 패턴은 금속 층을 보호하여 PR 패턴이 없는 노출된 부분만 식각이 되도록 한다. 하지만 식각액(Etchant)과 맞닿게 되는 PR 패턴의 가장자리 부분은



〈그림 6〉 니켈이 정렬된 나노갭 전극에 탄소 나노 튜브가 조립된 모습의 전자 현미경 사진 (기준자 = 500 nm)^[9]

PR 패턴 아랫부분까지 식각이 되어 버리는 언더컷(Undercut)현상이 발생하게 된다. 이렇게 발생한 언더컷은 시간이 지날수록 점점 커지기 때문에, 식각 시간을 조절하면 발생하는 언더컷의 크기를 조절할 수 있게 된다. 이와 같이 식각 시간을 조절하여 의도적으로 언더컷을 발생시켜서, Ni와 Au/Ti 전극 사이의 간격이 설계된 간격이 되도록 식각해 준다. 그 후 PR로 Ni과 Au/Ti 금속 층들이 보호된 상태에서 전자빔 발산(E-beam evaporation)장비로 수직 방향으로 Au/Ti 금속 층을 한 번 더 증착시켜 준다. 이렇게 하면 PR 아랫부분의 언더컷 식각된 Au/Ti 전극 층과 두 번째로 수직 증착된 Au/Ti 전극 층 사이에는 언더컷 식각된 크기만 큼의 간격이 만들어지게 된다. 그리고 마지막으로 PR 위에 증착된 Au/Ti 금속 층을 아세톤(Aceton)용액으로

이와 같은 방법으로 나노 크기의 정확도로 니켈이 정렬된 나노 간격의 전극을 제작할 수 있고, 일반적인 클린룸에 설치된 저가의 노광 장비와 마스크(Mask)로 제작되기 때문에 저가의 공정으로 제작할 수 있다.

PR을 녹여서 제거해 준다. 이와 같은 방법으로 나노 크기의 정확도로 니켈이 정렬된 나노 간격의 전극을 제작할 수 있고, 일반적인 클린룸에 설치된 저가의 노광 장비와 마스크(Mask)로 제작되기 때문에 저가의 공정으로 제작할 수 있다.

〈그림 6〉은 이렇게 제작된 전극 위에 앞에서 제시한 방법으로 탄소 나노 튜브가 조립된 전자 현미경 사진을 보여주고 있다. 따라서 이와 같은 방식으로 저가에 탄소 나노 튜브가 결합된 전극을 제작하게 되면, 샘플간의 오염을 막을 수 있는 일회용 진단기로 적용할 수 있게 된다.

4. 광학적 방식의 탄소 나노 튜브 바이오센서의 제작

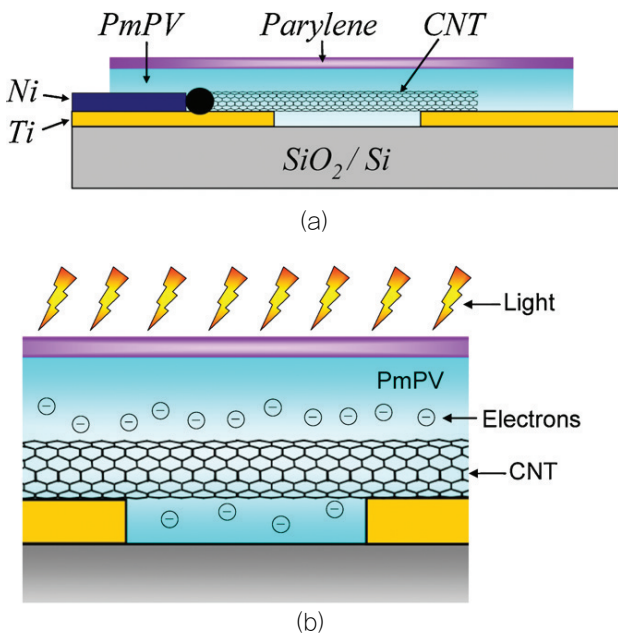
단일벽 탄소 나노 튜브를 이용한 바이오 센서는 모든 원자가 외부에 노출되어 있다는 구조적 특징으로 인하여 매우 높

은 민감도를 가진다. 하지만 외부 변화에 너무 민감하게 반응하기 때문에 검출하고자 하는 특정 바이오 마커에만 반응하

단일벽 탄소 나노 튜브를 이용한 바이오 센서는 모든 원자가 외부에 노출되어 있다는 구조적 특징으로 인하여 매우 높은 민감도를 가진다. 하지만 외부 변화에 너무 민감하게 반응하기 때문에 검출하고자 하는 특정 바이오 마커에만 반응하는 선택성(Selectivity)이 떨어진다. 이를 해결하기 위해 본 연구에서는 광학적 방식으로 심장 질환 단백질을 선택적으로 검출할 수 있는 방법을 새롭게 개발하였다.^[12]

는 선택성(Selectivity)이 떨어진다. 특히, 질병 진단의 대상이 되는 인간의 혈액에는 전하를 가진 수많은 분자들과 이온들이 존재하기 때문에 특정 단백질을 선택적으로 검사하기가 매우 어렵다. 이를 해결하기 위해 본 연구에서는 광학적 방식으로 심장 질환 단백질을 선택적으로 검출할 수 있는 방법을 새롭게 개발하였다.^[12]

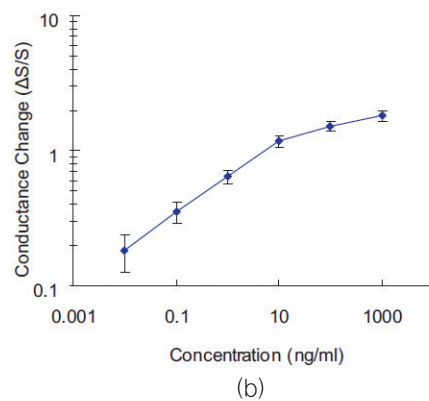
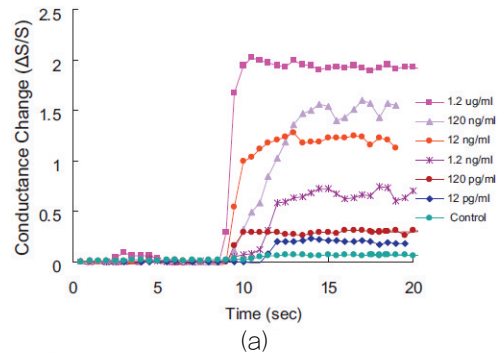
광학적 방식의 바이오센서를 개발하기 위하여, 앞에서 제시된 방법으로 제작된 탄소 나노 튜브가 조립된 전극을 광전압 폴리머(Photovoltaic Polymer)로 코팅하여 탄소 나노 튜브 광센서를 〈그림 7〉과 같이 구현하였다. 이렇게 제작된 소자는 외부에서 빛이 인가되면, 광전압 폴리머에서 발생된 전하가 반도체성 탄소 나노 튜브의 전기적 특성을 변화시켜 탄소 나노 튜브의 전기



〈그림 7〉 소자의 개념도. (a) 패릴린으로 절연된 탄소 나노 튜브 광센서와 (b) 광전압 폴리머에서 전하가 생성되어 탄소 나노 튜브의 전기 전도도를 변화시키는 모습에 대한 삽화^[12]

전도도(Conductivity)를 증가시킨다. 이때 빛의 강도가 강해질수록 발생하는 전하의 양도 많아지기 때문에, 탄소 나노 튜브를 통해 흐르는 전류량도 커진다. 따라서 탄소 나노 튜브의 전기 전도도의 변화를 측정하면 정량적으로 빛의 강도를 측정할 수 있다.

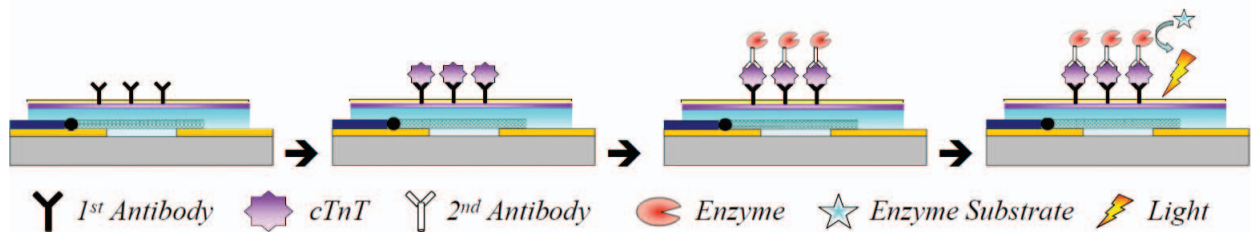
이렇게 제작된 광소자를 외부 환경으로부터 차단하기 위하여 패릴린(Parylene)으로 코팅하였다. 패릴린은 대표적인 생적합성(Bio-compatible) 물질로서 타깃 바이오 마커와 반응하는 항체가 패릴린 표면에 오랫동안 고정되어도 항체 단백질에 변성이 발생하지 않는다. 또한



〈그림 9〉 심장 질환 단백질의 양에 따른 탄소 나노 튜브 광센서의 전기 전도도 변화. (a) 효소기질을 인가했을 때의 실시간 탄소 나노 튜브의 전도도 변화와 (b) 심장 질환 단백질의 양에 따른 전도도 변화^[12]

광투과성이 좋아서 광센서의 성능을 저해하지 않는다. 마지막으로 얇은 막으로 코팅하여도 외부 환경으로부터 소자를 보호하는 절연 효과가 높아 차단막(insulation layer)로서 널리 활용되는 물질이다.

〈그림 8〉은 이렇게 제작된 광학적 방식의 바이오센서에 순차적으로 시약을 흘려줌으로써 화학 발광 면역 측정법(Chemiluminescent immunoassay)으로 심장 질환 단백질을 검출하는 방법에 대한 개념도이다. 이러한



〈그림 8〉 화학 발광 면역 검출 방법 순서. 1차 항체의 고정 → 심혈관 질환 단백질 (cTnT)의 포획 → 2차 항체가 붙은 화학 발광 효소의 고정 → 탄소 나노 튜브 광센서를 이용한 화학 발광 측정

방식으로 심혈관 질환 단백질을 검출할 때, 심장 질환 단백질의 양에 따른 탄소 나노 튜브 광센서의 전기 저항 변화는 <그림 9>와 같이 나타난다. 검출하고자 하는 심혈관 질환 단백질의 양이 많아지게 되면, 더 많은 화학 발광 효소(Chemiluminescent Enzyme)가 탄소 나노 튜브 광센서 위에 고정된다. 따라서 효소로부터 발생하는 빛의 강도가 증가하여 탄소 나노 튜브의 전기 전도도도 더 증가한다. 따라서 <그림 8>에서와 같이 검출 대상이 되는 단백질의 양이 증가할수록 탄소 나노 튜브의 전기 전도도의 변화도 더욱 커지게 되어, 심혈관 질환 단백질의 양을 정량적으로 측정할 수 있다.

V. 향후 연구 및 결론

일차원 나노 물질의 바이오센서로서의 장점을 살펴보고, 대표적인 일차원 나노 물질인 탄소 나노 튜브를 바이오센서로 구현하기 위한 조립 방법, 전극 제작 방법, 광학적 방식의 바이오센서 제작 방법에 대해 제시하였다.

본 연구에서는 탄소 나노 튜브의 제작과정 중에 촉매로 사용되는 철 나노 입자를 이용해, 탄소 나노 튜브를

본 연구에서는 탄소 나노 튜브의 제작 과정 중에 촉매로 사용되는 철 나노 입자를 이용해, 탄소 나노 튜브를 원하는 위치와 방향으로 조립하는 새로운 방법을 개발하였다. 이와 같은 방법으로 탄소 나노 튜브를 이용한 소자를 대량 생산 하기 위해서, 넓은 면적의 기판에 유체의 흐름과 자기력을 조절하여 탄소 나노 튜브를 대량으로 조립하는 연구를 진행해야 한다.

원하는 위치와 방향으로 조립하는 새로운 방법을 개발하였다. 이와 같은 방법으로 탄소 나노 튜브를 이용한 소자를 대량 생산 하기 위해서, 넓은 면적의 기판에 유체의 흐름과 자기력을 조절하여 탄소 나노 튜브를 대량으로 조립하는 연구를 진행해야 한다.

또한 본 연구에서 개발된 광학적 방식의 탄소 나노 튜브 바이오센서를 이용해 수작업으로 심혈관 질환을 진단하였지만, 향후 랩온어칩(Lab on a chip)기술과 결합하여 화학 발광 면역법이 자동적으로 수행될 수 있는 소자로 발전시켜야 한다. 이를 통해 실험실 이외의 장소에서도 간단하게 질병 진단을 수행할 수 있는 자동화되고 소형화된 진단 장비를 개발할 필요가 있다.

질병의 조기 진단 및 빠른 응급 치료를 위해서 실험실 이외의 어떤 곳에서도 진단 테스트를 수행할 수 있는 바이오센서를 높은 정확도와 신뢰성을 가지도록 개발하는 것이 시급하다. 일차원 나노 물질을 이용한 바이오 센서는 기존의 센서에 비하여 높은 민감도를 가지기 때문에 진단의 정확도를 향상시킬 수 있다. 또한 그 제작비용이 매우 저렴하기 때문에 샘플간의 오염을 피하기 위한 일회용 제품으로도 구현이 가능하다. 따라서 이와 같은 일차원 나노 바이오 센서는 빠른 질병 진단으로 인류 복지를 향상시키는 것은 물론 IT 융합 기술로서 차세대 미래 기술을 선도하는데 큰 기여를 할 수 있다.

참 고 문 헌

- [1] W. Hoenlein, F. Kreupl, G. S. Duesberg, A. P. Graham, M. Liebau, R. Seidel and E. Unger, "Carbon nanotubes for microelectronics: Status and future prospects," Materials Science and Engineering C, Vol. 23, pp. 663-669, 2003
- [2] M. S. Dresselhaus, G. Dresselhaus and R. Saito, "Physical Properties of Carbon Nanotubes," Phil. Trans. R. Soc. Lond. A, Vol. 362, pp. 2065, 2002.
- [3] G. Gruner, "Carbon nanotube transistors for biosensing applications," Analytical and Bioanalytical Chemistry, Vol. 384, pp. 322-335, 2006.
- [4] A. K. Wanekaya, W. Chen, N. V. Myung and A. Mulchandani, "Nanowire-based electrochemical biosensors," Electroanalysis, Vol. 18, pp. 533-550, 2006.



[5] F. Patolsky, G. Zheng and C. M. Lieber, "Nanowire-based biosensors," *Anal. Chem.*, Vol. 78, pp. 4260-4269, 2006.

[6] B. Panchapakesan, G. Cesarone, S. Liu, K. Teker and E. Wickstrom, "Single-wall carbon nanotubes with adsorbed antibodies detect live breast cancer cells," *Nanobiotechnology*, Vol. 1, pp. 353-360, 2005.

[7] J. S Shim, Y. Yun, M. J Rust, J. Do, V. Shanov, M. J. Schulz, and C. H. Ahn, "Precise self-assembly of individual carbon nanotube using magnetic capturing and fluidic alignment," *Nanotechnology*, Vol. 20, pp. 325607-325613, 2009.

[8] M. Terrones, "Science and Technology of the Twenty-First Century: Synthesis, Properties, and Applications of Carbon Nanotubes," *Annual Review of Materials Research*, Vol. 33, pp. 419-501, 2003.

[9] J. S. Shim, Y. Yun, W. Cho, V. Shanov, M. J. Schulz and C. H. Ahn, "Self Aligned Multi-Layer Electrodes with Nano-Gap for Fluidic and Magnetic Assembly of Carbon Nanotubes," *Langmuir*, Vol. 26, pp. 11642-11647, 2010.

[10] J. Chung, K. -. Lee, J. Lee and R. S. Ruoff, "Toward Large-Scale Integration of Carbon Nanotubes," *Langmuir*, Vol. 20, pp. 3011-3017, 2004.

[11] S. G. Rao, L. Huang, W. Setyawan and S. Hong, "Large-scale assembly of carbon nanotubes," *Nature*, Vol. 425, pp. 36-37, 2003.

[12] Joon S. Shim and Chong H. Ahn, "Optical immunosensor using carbon nanotubes coated with a photovoltaic polymer," *Biosensors and Bioelectronics*, Volume 34, Issue 1, No 15, pp. 208-214, 2012.



심준섭

2004년 3월 KAIST (학사)
 2010년 9월 University of Cincinnati (박사)
 2008년 9월~2010년 9월
 NIH Nanomedicine Center 연구원
 2010년 9월~2013년 3월
 삼성전자 종합기술원 전문연구원
 2013년 3월~현재 광운대학교 전자융합공학과
 조교수

〈관심분야〉
 나노 바이오 테크놀로지, 랩온어칩, IT 헬스케어