

# 나노 동공 재료와 바이오센서

정택동, 박세진, 김희찬 | 성신여자대학교, 서울대학교

## 1. 나노 동공 재료에 대하여

흔히 나노 동공 재료(nanoporous material)라고 하면 직경이 나노 미터 수준인 구멍들을 다수 가지고 있는 물질을 지칭한다. 국제 순수 및 응용 화학 연맹(IUPAC)의 공식 분류에 따르면 2nm이하의 구멍이면 미세 동공(micropore), 2-50nm이면 중기공(mesopore), 그리고 50nm이상이면 거대 동공(macropore)으로 나뉜다. 재질에 구멍이 많게 되면 겉보기 면적에 비해 표면적이 크게 넓어지게 되고 겉보기 밀도는 낮아지게 된다. 이는 화학반응을 촉진하고 높은 흡착량을 허용하며 열전도를 제어할 수 있고 가벼우면서도 강하기 때문에 기계 재료로서 중요한 의미가 있다. 그래서 수많은 산업에 응용될 수 있는데, 예컨대 석유화학 업계를 비롯한 다양한 산업에서 널리 활용되고 있는 촉매인 제올라이트라든가 오랫동안 탈취제나 항균제로 쓰인 숯도 주위에서 쉽게 얻을 수 있는 다공성 재료라고 할 수 있다. 이처럼 다공성 재질의 유용성은 나노 기술이 대두되기 훨씬 이전부터 알려져 있었고 연구도 활발히 이루어졌다.

그러나 동공의 크기가 나노 미터 수준으로 작아지면서 다공성 재료에 대한 학문적, 기술적 관점이 동시에 달라지기 시작하였다. 동공이 나노 미터 수준이 되면 그 크기가 분자의 그것과 비견할만한 영역에 도달하게 된다. 이를테면 마이크로미터 수준의 직경을 가지는 금 입자는 단순히 표면적만 넓어질 뿐 물성에 있어서 거시적인 금과 다르지 않다. 그러나 나노미터 수준의 직경을 가지는 금 나노 입자는 성질이 크게 달라진다. 크기에 따라 민감하게 색깔이 변화할 뿐만 아니라 화학적인 성질도 변화무쌍해진다. 입자가 아니라 동공인 경우에는 분자의 출입에 제한을 가할 수 있을 정도의 환경이 조성되고 동공 내부에 특정 분자가 들어갈 경우에는 단순한 확산에 의해서만이라 하더라도 짧은 시간에 무수한 충돌을 동공 벽면과 하게 된다. 또한 고분자의 경우는 그 길이가 동공 지름보다 훨씬 더 길게 되므로 비로소 구조적인 형태로 분자를 제어할 수 있는 정도의 길이에 도달하게 된다.

## 2. 전기화학과 나노 동공재료

전기화학은 글자 그대로 전기와 화학 현상 사이의 상호작용을 대상으로 하는 학문이다.<sup>[1]</sup> 따라서 전기화학자들은 전자회로와 화학 시스템 사이의 경계를 넘나드는 전자의 움직임에 관심을 기울인다. 빛이 분자 내부의 양자적 거동을 엿보고 활용하는데 유용한 도구라면, 전기는 분자의 산화환원과 거시적인 운동을 제어할 수 있는 매력적인 수단이다. 오랜 역사와 비교적 잘 정리된 이론들로 인해 전기화학은

학계나 연구계에서 이제 진부한 학문이 아닌가하는 인식이 다소나마 퍼져 있는 것도 사실이다. 그럼에도 불구하고 기초과학의 성과와 실용적 응용 사이의 간격이 좁혀지는 현대 연구 개발의 추세 속에서 전기화학 시스템의 응용 영역은 날로 확장되고 있다. 컴퓨터와 같은 디지털 기기와 화학시스템 사이의 정보 교류를 가장 직접적으로 실현시켜 주는 전기화학은 분자들의 제어 및 검출에 있어서 뛰어난 정밀함과 압도적인 간이함이라는 덕목을 갖추고 있다. 때문에, 우리는 새로 발견된 화학적 현상이나 지식을 실용화하는데 있어 가장 먼저 고려하는 방식 중의 하나가 전기화학적 방법론이다. 특히 최근 나노 기술이라는 새로운 물질 영역이 주목받고 초미세 전극이 개발되면서 전기화학은 새삼스레 그 잠재력을 드러내고 있다.

나노 미터 크기의 동공이 기존의 전기화학에 가지는 의미는 그동안 특별히 주목받지 못해왔다. 과거 주로 연구되었던 다공성 물질들이 대부분 나노 미터보다는 훨씬 더 큰 크기의 동공 구조들을 가졌기 때문이다. 전해질이 존재하는 용액 속에 도체 전극이 담겨 있을 때 전극과 용액 사이에 전위차가 걸리면 전기적 이중층이 형성되고 전기적 포텐셜은 이 근처에서 주로 변화된다. Gouy와 Chapman, Stern의 고전적인 모델에 따르면 전극에 일정한 전위차가 걸려 있으면 그림 1과 같이 전해질이 분포하고 전극 표면으로부터의 거리에 따라 포텐셜이 변화한다. 흔히 걸린 전위차의 67%만큼 떨어지게 되는 위치와 전극 사이의 거리를 특이 길이(characteristic length) 또는 Debye 길이(Debye length,  $\kappa^{-1}$ ) 라고 하는데 진한 전해질 수용액에서 약 1-2nm 가량 된다. 그동안 이 길이는 전극 표면의 실제 형태에 비해 워낙 작았으므로 단지 '전극 표면' 또는 '전극 표면 근처' 라는 말로 대치되었을 뿐 자세한 논의는 할 필요가 없었다. 그러나 동공 크기가 2-4nm 근처가 되면 이제는 더 이상 Debye 길이를 무시할 수 없게 된다. Debye 길이는 용액 중의 전해질 농도와 긴밀한 함수 관계가 있어서 전해질 농도가 낮아짐에 따라 점점 길어진다. 즉 나노 물질을 사용함으로써 새로운 변수가 나타나게 되었다고 볼 수 있다.

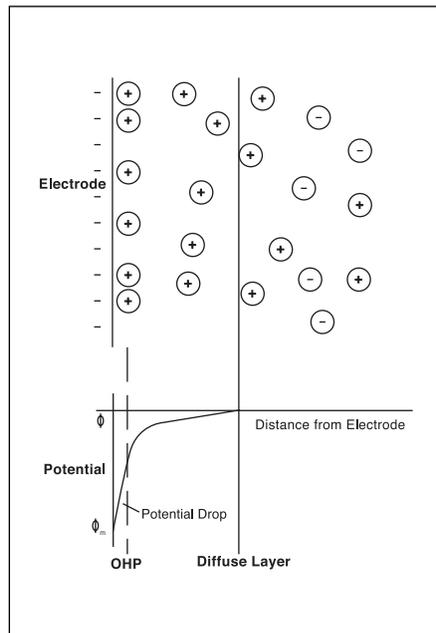


그림 1. 전기적 이중층과 전기적 포텐셜

액정(liquid crystal)의 자기조립(self-assembly) 현상을 이용하면 전극 표면에 수직으로 배향된 유기물 구조를 만들 수 있고<sup>[2]</sup>, 그 위에 백금을 도금한 후 액정을 씻어내면 25nm 내외의 직경을 가지는 동공이 균일하게 분포된 메조포러스 백금 구조를 만들 수 있다.(그림 2)<sup>[3]</sup> 편의상 Debye 길이가 동공 반지름 125nm보다 충분히 작다면 전극과 용액 사이에 걸린 전위차는 실제로 동공 내부 벽면을 따라 형성될 것이다. 그렇게 되면 겉보기 면적에 비해 매우 넓은 실제 백금 표면적이 전기화학 반응을 위해 사용 가능하게 될 것이고, 용액 중 전기화학적으로 산화 또는 환원될 수 있는 물질이 있을 경우 동공이 없는 매끄러운 평면 전극에 비해 훨씬 큰 전류가 흐를 것으로 기대된다.

반면 Debye 길이가 동공 반지름 125nm와 비교할만 하거나 크다면 동공 내부 용액 중의 포텐셜은 전

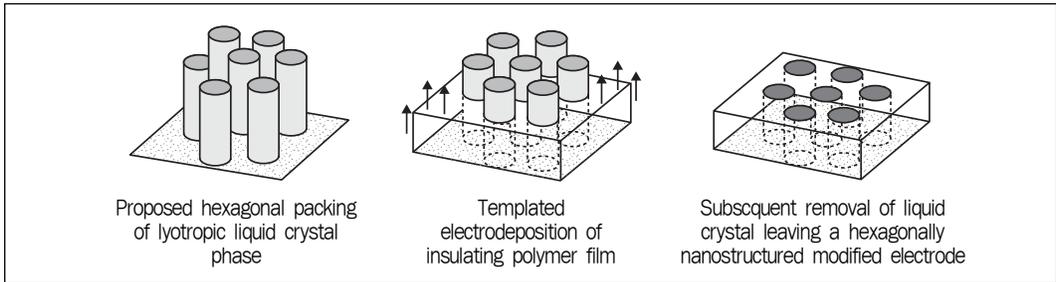


그림 2. 액정을 이용한 기둥 구조 형성과 백금 도금에 의한 나노 동공 구조 제작 과정

극의 그것과 큰 차이가 없게 되고 전극과 용액 사이에 걸린 전위차의 대부분은 동공 외부에서 실현된다. 이렇게 되면 사실상 동공 전극은 평면 전극과 겉보기 거동 상 다른 점이 거의 없게 될 것이다. 여기서 주목해야 할 점은 Debye 길이는 전해질의 농도와 식 (1)과 같은 상관 관계를 가지고 있다는 점이다. 전해질 농도를 변화시킴으로써 Debye 길이를 쉽게 조절할 수 있고 특히 125nm 내외의 Debye 길이는 생체액이나 환경 분석을 위한 민물 등의 전해질 농도 범위에서 민감하게 조절할 수 있다.(그림 3)

$$\kappa a^{-1} = (3.04 \times 10^{-8}) z_i^{-1} C^{*1/2} \text{ (cm}^{-1}\text{) at } 25^\circ\text{C}$$

$C^*$ : the bulk electrolyte concentration in mol/L

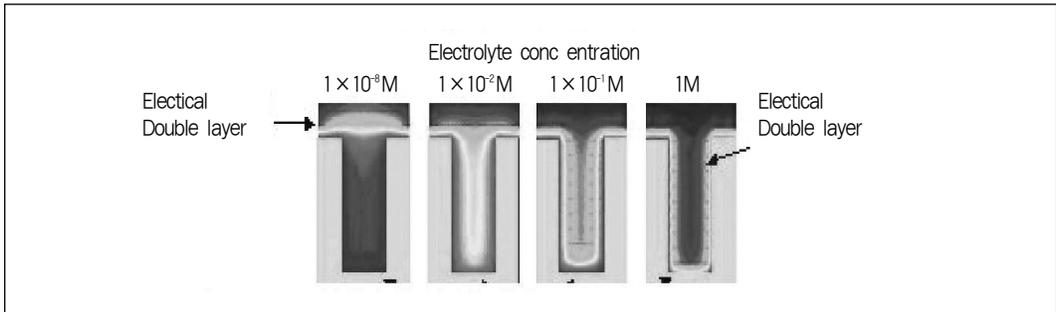


그림 3. Gouy-Chapman 모델에 의한 나노 동공 내외부에서의 포텐셜 분포

직경 3nm짜리 메조포러스 백금 동공 재료를 전극으로 써서 NaF 용액에 담가 전위차를 걸어 실제로 이러한 가설이 실현 가능한 것인지 실험적으로 확인할 수 있다. NaF는 흡착성이 매우 적다고 알려져 있으므로 이 실험에 적합한 전해질이라고 할 수 있다. 그림 4는 NaF의 농도를 변화시켜가면서 전기적 이중층에 의한 축전용량( $C_s$ )의 변화를 보여주고 있다. 축전용량은 명백히 전기적 이중층의 면적에 비례하므로 Debye길이가 125nm보다 충분히 작다면 축전용량은 동공 내부 벽면을 포함한 실제 나노 동공 재료 면적 전체를 대변하게 된다. 한편 Debye길이가 125nm보다 크다면 전기적 이중층은 동공 외부에 평면 전극과 비슷하게 형성되고 축전용량 역시 메조포러스 전극이든 평면 전극이든 큰 차이가 없을 것이다. 그림 4에서 발견할 수 있는 것은 10mM 근처의 전해질 농도를 기점으로 묽은 영역에서는 메조포러스 전극과 평면 전극의 겉보기 면적이 거의 같지만 진한 영역에서는 뚜렷한 차이를 보인다는 점이다. 이는 앞서 기술한 고전적인 Gouy-Chapman 모델이 나노 동공 재료 근처에서의 전기적 포텐셜 상황을 성공적으로 예측, 설명해줄 수 있음을 보여준다. 이런 현상을 실용적으로 응용할 수 있는 가능성은 실제로

전기화학적 산화 및 환원 반응을 전해질의 농도의 조절을 통해서 제어할 수 있다는 점에서 찾을 수 있다. 그림 5는 실제로 메조포러스 백금 전극을 산소 센서로 활용했을 경우 10mM 이상의 전해질 농도에서 평면 전극에 비해 확연히 큰 신호를 얻을 수 있음을 보여준다.

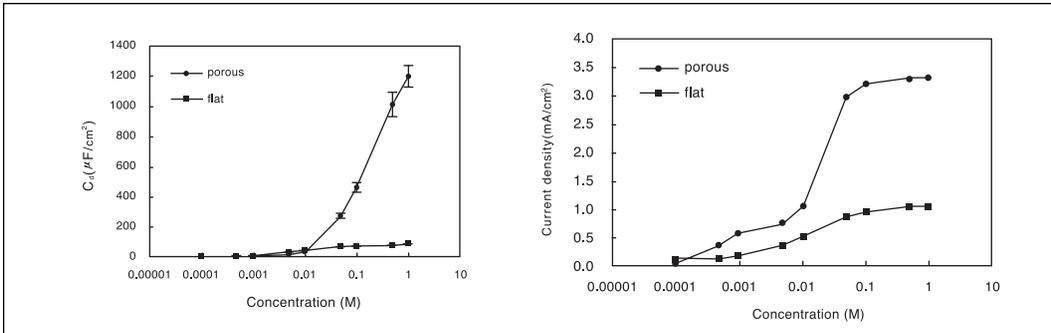


그림 4. 전해질 용액의 농도에 따른 전기적 이중층 축전용량(C<sub>i</sub>)의 변화

그림 5. 전해질 농도에 따른 산소 환원 전류의 변화

다른 각도에서 생각하면 높은 전해질 농도만 보장되면 반응속도가 느려서 감응 신호를 작게 내는 화학종들에 대한 센서를 나노 동공 재료를 도입함으로써 대폭 개선할 수 있다는 점도 발견할 수 있다. 예컨대 수용액 속의 산소량을 재는 센서는 산소의 전기화학적 환원에 따른 전류의 크기로부터 산소량을 감지한다. 그런데 용존 산소는 비록 환원 속도가 느려서 그 농도에 비해 전류의 크기는 그다지 크지 못하다. 그림 5는 통상적인 생체액의 전해질 농도인 150mM 내외에서 나노 동공 재료를 활용한 산소 센서가 월등한 성능을 보일 수 있음을 실증한다.

### 3. 나노 동공재료를 이용한 무효소 혈당 센서

디지털 시대를 살고 있는 우리들에게 쉽게 인지할 수 있고 가공할 수 있는 정보란 곧 전기적 신호라고 할 수 있다. 빛이든 열이든 센서에 의해 화학적 정보로부터 변환된 물리 변량은 결국 컴퓨터로 들어가기 위해 전기적인 신호로 바뀌어야만 한다. 전기화학 센서는 특정한 정보를 곧바로 전기적 신호로 변환시켜준다는 점에서 신호변환 과정이 가장 간단한 센서이다. 빛을 사용하는 방법처럼 일정한 공간이나 정교한 배치(alignment)를 요구하지도 않고 질량이나 기계적 변화를 재는 것처럼 외부 진동에 의한 영향이 극심하지도 않으면서 매우 넓은 농도 범위에서 높은 감도로 작동할 수 있다. 검출 부위 뿐만 아니라 전기화학 측정기기 전체가 저비용으로 소형화, 집적화되기 쉽기 때문에 성능만 충분하다면 산업적으로 가장 선호되는 방식이다.

그러나 전기화학 센서는 뚜렷한 약점들을 가지고 있다. 광학적 원리에 바탕한 센서들에 비해 화학적 선택성이 뒤떨어지며 시료에 반드시 전극이 접촉해야하는 경우가 대부분이므로 침습적(invasive)일 수밖에 없다는 점이다. 지난 수년 간 본 연구진이 매달려온 연구 대상 중의 하나가 이러한 전기화학 센서의 문제점들을 해결하는 일이었다. 그 간의 지속적인 연구 작업으로 얻은 성과를 요약하면 다음과 같다.

첫째, 과거 전기화학적으로는 정밀하게 측정하기 어려웠던 알칼리<sup>[4]</sup> 알칼리 토금속 이온<sup>[5]</sup> 란탄 족 금속 이온<sup>[6]</sup>들의 농도가 전류에 비례하도록 만든 분석법을 개발하였다. 특정한 금속 이온에 잘 결합하는 구조를 가진 이온수용체를 전기화학적 활성을 가지도록 합성하여 시료 용액에 함께 녹이거나 전극 표면에 고정함으로써 뜻한 바를 구현할 수 있음을 보였다. 이로써 분광학적 방법에 의존해야 하거나 높은 농도 영역에서 대략의 정보만을 얻을 수 있었던 기존의 센서들의 문제점을 극복하였다. 둘째, 유기화합물의 구조적 특성에 따라 선택적인 신호를 얻기 어렵다는 약점을 보완할 수 있는 돌파구를 제시하였다. 유기 용매 상에 녹아있는 1차, 2차, 3차 알킬 아민을 각기 구분하여 모니터링 할 수 있는 전기화학 분석법<sup>[7]</sup>등을 개발함으로써 기존 전기화학 센서의 한계를 돌파할 수 있음을 증명하였다.

바이오센서 개념이 등장하면서 전기화학 센서의 훌륭한 장점에도 불구하고 선택성이 부족하다는 문제점을 생체물질을 전극과 결합시킴으로써 해결한다는 새로운 방법론이 제시되었다. 대표적인 예가 효소 전극(enzyme electrode)이다. 생체 효소의 대부분은 특정한 기질에만 선택적으로 결합, 반응을 유도하는 성질을 가지고 있으므로 효소를 전극 상에 고정시키고 효소 반응에 의해 변화하는 화학적인 환경들을 간접적으로 측정함으로써 선택성의 문제를 해결할 수 있었다. 상용화되어 현재 바이오센서 시장의 대부분을 차지하고 있는 혈당 센서 역시 이러한 효소 전극의 원리에 바탕하고 있다. 그러나 생체 물질, 특히 효소는 구조적인 환경이 활성도(activity)에 미치는 영향이 너무 민감하고 크기 때문에 제품화된 예가 당초 기대에 훨씬 못 미치고 있다. 가장 성공적인 상품화 사례에 속하는 혈당 센서조차도 효소를 사용하는데 따르는 비용이 여타 생체 물질을 사용하지 않는 센서에 비해 압도적으로 높다. 구체적인 비용 증가의 원인으로는 효소의 활성도 불안으로 인한 센서 성능의 신뢰도(reliability), 유통 기한(shelf life)의 제한, 제품 포장 비용(packaging cost) 등을 들 수 있다. 결국 이러한 비용 증가의 원인은 효소를 사용하기 때문이라고 볼 수 밖에 없기 때문에 수많은 개선 노력에도 불구하고 근본적인 돌파구가 마련되지 않고서는 바이오센서 시장의 성장이 불투명하다는 견해가 일반적이다.

본 연구진은 나노 동공 재료가 이러한 효소 전극에 바탕한 바이오센서에 대안이 될 수 있음을 최초로 제안하였다.<sup>[8]</sup> 그 원리는 그림 6이 보여주는 바와 같다.

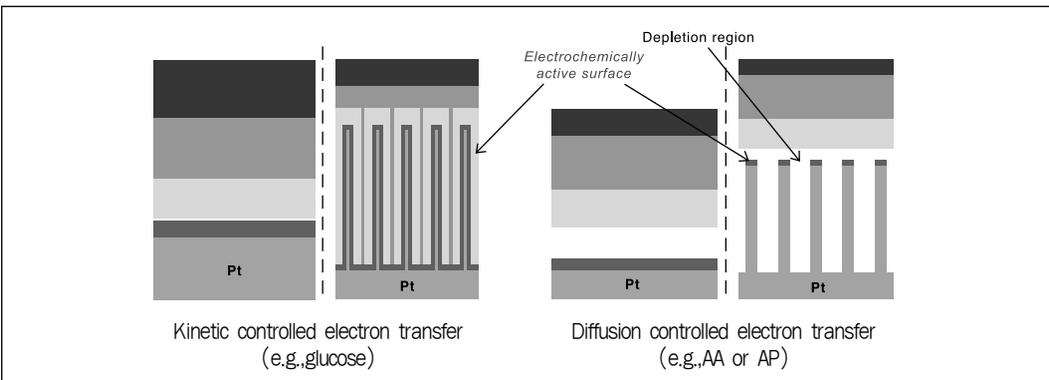


그림 6. 나노 동공 구조가 선택적으로 포도당을 감지하는 원리

백금 표면에서 혈당(포도당)은 일정한 전위차 이상을 걸어주었을때 산화되어 전류를 낸다. 그런데 포

포도당의 산화는 속도가 느리기 때문에 전류의 크기가 그 농도에 비해 훨씬 작다. 포도당의 주된 방해물질은 흔히 비타민 C라고 알려져 있는 아스코르브 산(ascorbic acid, AA)과 타이레놀이라고 불리는 아세트아미노펜(acetaminophenol, AP)이다. 이들 방해물질들은 실제 혈액 속에서의 농도가 포도당의 50분의 1 이하이지만 전극 표면에서의 전자전달 속도가 빠르기 때문에 포도당보다 더 큰 전류를 만들어낸다. 인체 내에서 이들 방해물질들의 농도는 음식물의 종류나 섭취량, 약물의 복용 등에 의해 크게 바뀔 수 있으므로 방해효과를 철저히 제거하는 문제가 상품화된 혈당 센서의 가장 큰 과제이다. 농도는 크지만 속도가 느리다는 문제점에 착안하면 나노 동공재료를 효과적으로 활용할 수 있다. 그림 6의 왼쪽 그림을 보면 포도당은 산화가 느리기 때문에 백금 표면에서도 상당한 정도의 농도가 존재한다. 따라서 나노 동공 재료를 전극으로 사용하면 동공 내부에까지 포도당이 분포하게 되므로 포도당 산화에 참여하는 전극의 실제 넓이가 동공 내벽까지를 포함하게 되어 크게 넓어진다. 반면 AA와 같은 방해물질들은 산화 속도가 빠르므로 백금 표면에서의 농도는 거의 0에 가깝다. 나노 동공 재료가 전극이 되면 방해물질 분자들은 동공 입구에서 거의 전부 산화되어서 동공 내부에는 존재하지 않게 된다. 따라서 방해물질의 산화에 참여하는 전극의 넓이는 나노 동공 전극을 사용하더라도 평면 전극의 넓이가 크게 다르지 않게 된다. 산화에 의한 전류의 크기는 명백하게 사용된 전극의 면적에 비례하므로 나노 동공 전극에서 방해물질에 의한 전류는 그대로인 반면 포도당의 산화전류는 다공성 구조에 의한 면적 증가만큼 커지게 된다.

본 연구진이 제작하여 사용한 나노 동공 전극의 거칠기(roughness factor)는 70-400 정도였고 실제로 포도당의 산화전류는 실제로 그에 비례하여 증가하였다. 그림 7로부터 나노 동공 구조에 의해 포도당의 산화 전류가 얼마나 극적으로 증대되는지를 확인할 수 있다. 포도당의 산화가 크게 증대되면서 방해물질들에 의한 신호는 상대적으로 작아져 보이는 것을 볼 수 있다.

또한 그림 8은 전기도금 시간을 늘림으로써 동공의 깊이를 깊게할 경우 포도당에 의한 신호를 방해물질에 의한 그것에 비해 더욱 크게 할 수 있음을 보여준다. 이렇게 만들어진 나노 동공 포도당 센서는 일주일 이상 사용하더라도 5% 유효수준 내에서 성능 변화를 발견할 수 없으며 대면적 증착을 통한 방법으로 대량 생산도 가능하다.

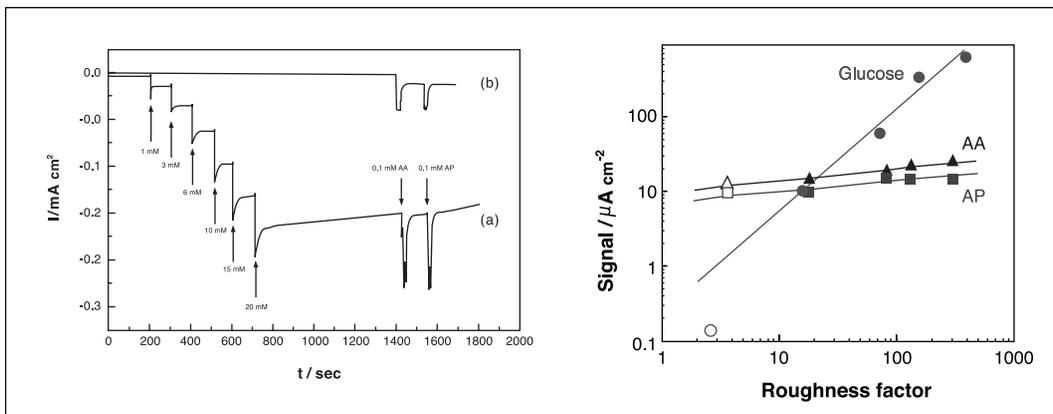


그림 7. 나노 동공 전극(a)과 평면 백금 전극(b)에서의 감응      그림 8. 표면 거칠기에 따른 포도당과 방해물질들에 대한 감응

#### 4. 나노바이오센서(Nanobiosensor)와 바이오멤스(BioMEMS)의 결합

앞서 기술한 전기화학적 노하우와 센서의 우월성은 곧바로 생명공학과 의료기술을 포함한 생명과학에의 무한한 응용 가능성을 열어준다. 단적인 예로 본 연구진이 수행해오고 있는 글루코스 센서를 들 수 있다. 당뇨병과 식품 산업에서의 수요를 배경으로 바이오센서들 중 압도적인 시장 규모를 가지고 있고 현재도 성장일로에 있는 글루코스 센서는 혈액을 채취해 외부에서 측정하는 일회용 스트립 형태가 대부분이다. 본 연구진은 지난 수년 간 혈액을 채취하지 않고 피부에 이식되어 연속적으로 실시간 혈당을 모니터링할 수 있는 센서를 개발해 오면서 전통적인 효소 전극을 이용한 바이오센서에 대한 노하우를 축적하였다. 생체 이식형 센서는 생체 조직 속에서 오랫동안 안정되게 작동해야 하므로 지극히 작으면서도 높은 생체적합성과 신뢰도를 줄 수 있어야 한다. 이를 위해 수용액 속에서 전기중합 과정을 통해 수십 나노 미터 두께의 효소막을 형성시키는 방법이 제안되었다. 이 방법은 제작 과정 전체가 수용액 속에서만 이루어지고 확실히 제어 가능한 변수만으로 제작되도록 디자인되어 높은 재현성과 대량 생산에 적합한 방식으로서 주목을 받았다.<sup>[9]</sup> 실험실에서의 검증 과정을 거친 이러한 미세 혈당 센서는 동물 실험에서도 좋은 결과를 보여<sup>[10]</sup> 현재 임상 실험을 앞두고 있으며, 의료기술로서의 신뢰도 향상과 대량 생산 공정에서의 접목을 위해 미세성형기술(MEMS)을 이용한 전극 시스템을 적용<sup>[11]</sup>하여 상품화 작업이 진행 중이다.

이러한 전통적 개념의 바이오센서 개발에 대한 노하우에 기반하여 앞서 기술한 나노 동공 무효소 혈당 센서를 상업적 가치가 있도록 만들기 위한 노력이 계속되고 있다. 대표적인 예가 마이크로 플루이드스와 나노 동공 바이오센서의 결합이다. 흔히 랩온어칩(lab-on-a-chip) 기술이라 불리우기도 하는 칩 상의 마이크로 플루이드스 기술은 바이오센서와 결합될 경우 정확도에 문제가 있을 수 있는 일회용 센서를 신뢰도가 높은 multiple use 센서로 탈바꿈시킬 수 있다. 즉 센서 재생을 위한 반복적인 보정 작업과 센서 컨디셔닝 작업을 자동으로 해 줌으로써 사용자가 별도로 신경쓰지 않더라도 센서의 상태를 재현성 높게 유지시켜 여러 번 사용할 수 있도록 해준다. 또한 여러 가지 다른 원리에 의해 작동하는 센서들을 하나의 칩 위에 집적시킬 수 있도록 해주므로 진정한 의미의 현장 진단(point-of-care diagnostics)을 가능케 한다.

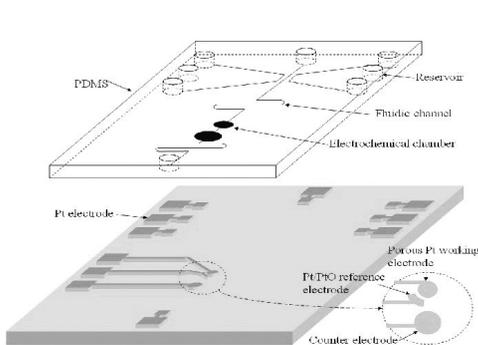


그림 9. 마이크로 플루이드 나노 동공 혈당 감지 칩의 구조

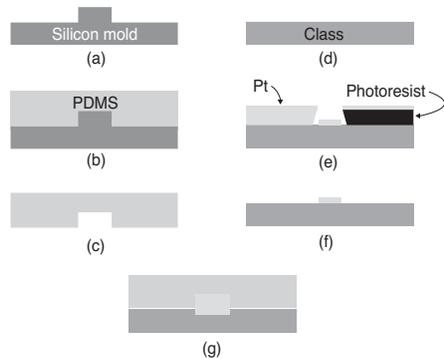


그림 10. 나노 동공 전극의 마이크로 칩 집적을 위한 백금 기질 증착 공정

그림 9가 보여주는 바와 같이 나노 동공 백금 전극의 재사용을 위해 필요한 산과 염기, 완충용액은 전기삼투흐름을 이용하여 센서 챔버에 공급된다. 각 용액 저장 챔버(reservoir)에는 나노 동공 센서를 위한 챔버에서와 마찬가지로 백금 전극이 유리 칩 상에 증착되어 전극으로 활용되며 사전에 프로그래밍된 순서에 따라 전압이 걸림으로써 흐름을 제어한다.(그림 10) 또한 서로 다른 농도의 표준 포도당 용액이 있는 저장 챔버를 이용하여 자동으로 보정을 할 수도 있다.(그림 11) 모든 과정에서 광학적인 과정이 없이 단 순히 전기적인 제어에 의해 이루어지므로 칩 이외의 부대 장비의 크기도 획기적으로 소형화된다.

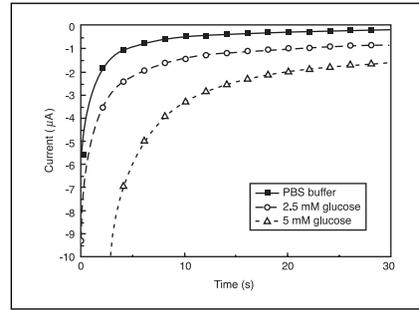


그림 11. 마이크로 플루이딕 칩에 집적된 자동화 나노 혈당 센서의 감응

### 5. 나노 센서를 들고 세포 속으로

슈뢰딩거가 천착했던 바와 같이 어찌 보면 자연과학과 공학 기술의 궁극적인 목적은 생명이란 무엇인가에 대한 답을 찾고 인류의 삶의 질을 증진시키는 데에 있다고 볼 수 있다. 본 연구진이 궁극적으로 지향하는 바는 나노 기술과 제반 관련 전문 지식들을 창조적으로 융합하여 생명 현상에 보다 깊숙이 접근하는 것이다. 생명과학자들이 이런 공통 목표를 향한 직접적인 연구자들이라고 한다면 그들이 과거에는 가져보지 못했던 새로운 분석, 제어 방법을 본 연구진이 제공하기를 희망한다. X선 회절법이 DNA 구조 규명을 통해 분자생물학 및 생명공학의 개화를 촉발시켰고, STM(scanning tunneling microscope)의 발명이 나노 기술의 시발점이 되었듯이 생명 현상의 접근 역시 새로운 분석 도구가 그 선두가 될 것이라고 믿고 있다.

본 연구진은 살아있는 세포의 생명활동에 관한 정보를 실시간으로 모니터링할 수 있게 만드는데 연관된 제반 이슈들에 대한 연구가 장기적인 청사진에 따라 다각도로 추진되고 있다. 첫째, 세포의 크기보다 훨씬 작은 바이오센서-나노 센서-를 제작함으로써 살아있는 세포 주위에서의 화학적/전기적 변화를 실시간 모니터링하고, 둘째, 이런 기능의 나노 센서 개발을 위해 필수적인 나노 전기화학 모델을 정립하며, 셋째, 세포와의 화학적 교신을 위한 자극 시스템을 개발하고, 넷째, 세포의 분류/제어 및 분비물의 정밀 분석을 위한 주변 장치를 구성하는 작업이 그 구성요소이다. 이와 같은 구상에 따라 미세 신호처리팀, 나노 전극 제작팀, 세포생물학 연구팀과 유기적인 협력 연구 체제가 구축되어 최근 본격적인 연구가 개시되었다.

### 참 고 문 헌

[1] Bard, A.J. ; Faulkner, L.R. Electrochemical Methods, Fundamentals and Applications: Wiley & Sons:

NY, U.S.A., 2001.

[2] (a) G. S. Attard, et al, *Science* 278, 838 (1997) (b) G. S. Attard, et al, *Langmuir*, 14, 7341 (1998) (c) J. M. Elliott, et al, *Langmuir*, 15, 7411 (1999) (d) J. M. Elliott, et al, *Chem. Mater.* 11, 3602 (1999) (e) P. N. Bartlett et al, *Electrochim Acta* 45, 3711 (2000) (f) S. Guerin and G. S. Attard *Electrochemistry communications* 3, 544 (2001).

[3] J. M. Elliott, et al, *Anal. Chem.* 73(13), 2855 (2001).

[4] (a) Chung, T.D et al, *J. Electroanal. Chem.* 1995, 396, 431-439. (b) Choi, Det al, *J. Electroanal. Chem.* 1995, 387, 133-134. (c) Kim, H, et al, *Mol. Cryst. Liq. Cryst.* 2001, 371, 57-62. (d) Kim, H, et al, In *Studies in Surface Science and Catalysis 132*; Iwasawa, Y.; Oyama, N.; Kunieda H. Ed.; Elsevier Science B. V.: 2001; pp.967-972.

[5] (a) Chung, T.D. et al, *Anal. Chem.* 2001, 73(16), 3975-3980. (b) Chung, T.D. et al, *Chem. Lett.* 1998, 1225-1226.

[6] (a) Chung, T.D. et al, *Electroanalysis* 1997, 9, 527-532. (b) Lee, S,K,et al, *Bull. Kor. Chem. Soc.* 1993, 14(5), 567-574.

[7] (a) Chung, T.D. et al, *J. Electroanal. Chem.* 1997, 438, 71-78. (b) Chung, T.D. and Kim, H, J, *Inclu. Pheno. Mol. Recog.* 1998, 32(2-3), 179-193. (c) Oh, W.S, et al, *Supramolecular Chemistry* 1998, 9, 221-229.

[8] (a) Park, S. et al, *Anal. Chem.* 2003, 75(13) 3046-3049. (b) Park, S. et al, *Abstracts of Papers of the American Chemical Society* 2003, 225.

[9] (a) Chung, T.D. et al, *Biosensors & Bioelectronics* 2001, 16(9-12), 1079-1087. (b) Chung, T.D. *Bull. Kor. Chem. Soc.* 2003, 24(4), 514-516. (c) Chung, T.D. *Bull. Kor. Chem. Soc* 2003, 24(3), 291-294.

[10] Jeong, R.-A et al, *Biosensors & Bioelectronics* in press.

[11] Yang, H. et al, *Biosensors & Bioelectronics* 2002, 17, 251-259.



정택동

- 성신여자대학교 화학과 전임강사
- 관심분야 : 나노바이오 센서, 바이오 칩, 마이크로 플루이딕스
- E-mail : chembud@sungshin.ac.kr



박세진

- 서울대학교 의학연구원 선임연구원, 성신여자대학교 기초과학연구소 연구원
- 관심분야 : 바이오 센서, 나노 화학
- E-mail : yjeppi@dreamwiz.com



김희찬

- 서울대학교 의과대학 의공학교실 부교수
- 관심분야 : Biomedical Instrumentation(의생명계측)
- E-mail : hckim@snu.ac.kr