

# 유비쿼터스 헬스케어 를 위한 전기화학 바이오센서

김상규<sup>1,2</sup>, 정봉현<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>한국생명공학연구원 바이오나노연구단, <sup>2</sup>과학기술연합대학원대학교 나노바이오공학전공

## Electrochemical Biosensors for U-Healthcare

Sang Kyu Kim<sup>1,2</sup> and Bong Hyun Chung<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>BioNanotechnology Research Center, Korea Research Institute of Bioscience and Biotechnology

<sup>2</sup>School of Engineering, University of Science and Technology (UST)

(Received October 6, 2008. Accepted October 6, 2008)

### Abstract

To date, many researchers have developed a variety of biosensors to detect the biomolecular interactions. Recently, electrochemical biosensors have been attracting great interest as one of key technologies in a ubiquitous healthcare (U-healthcare) system since they are highly sensitive and feasible to miniaturize. Here we overview the current electrochemical biosensors based on strip-type, nanowire/nanotube, field effect transistor (FET), and nanogap electrode.

**Key words :** electrochemical biosensor, ubiquitous healthcare system, nanobiosensor

### I. 서론

**최** 근에 많은 연구자들은 질병을 손쉽게 진단하기 위해 바이오센서라는 소형화된 장치를 개발하여 좀 더 손쉽게 질병을 진단할 수 있도록 노력해왔다. 이러한 노력으로 소량의 혈액 또는 혈액으로부터 분리 및 정제된 시료를 이용하여 광학적, 기계적, 전기적인 방법 등으로 질병을 진단 할 수 있게 되었다. 최근에는 나노구조체를 이용하여 수 ~ 수십 개의 생체분자를 측정할 수 있을 정도로 고감도를 갖는 나노바이오센서를 개발하기도 하였다. 바이오센서를 이용하면 기존에 진단하기 어려웠거나 고가의 장비들을 이용해야만 측정할 수 있는 질병들을 간단하게 진단할 수 있다는 장점이 있다.

전기화학적 측정에 기반을 둔 바이오센서들이 더욱 주목 받는 것은 언제, 어디서나 네트워크에 접속할 수 있는 이른바 유비쿼터스 환경과의 만남으로 소위 ‘유비쿼터스 헬스케어 시스템(ubiquitous healthcare system)’을 구축할 수 있기 때문이다. 시간과 장소에 상관없이 의료서비스를 받을 수 있으며, 진단 정보를 데이터베이스화 하여 환자뿐 아니라 일반인의 건강을 체계적이고 효율적으로 모니터링 할 수 있다. 이런 시스템 개발을 위해서는 바이오센서의 소형화가 필수적인데, 이는 사람들이 손쉽게 휴대하며 질병 진단과 진단결과 전송까지 가능해야 하기 때문이다. 현재 대부분

의 생체분자 측정은 주로 광학적인 측정방법에 기초한 바이오센서를 많이 이용하고 있지만, 광학적 센서는 기본적으로 소형화에 적합하지 않다. 따라서 소형화가 용이한 전기화학적 방법을 이용하는 센서를 개발하는 것이 중요한 이슈로 떠오르고 있다.

유비쿼터스 헬스케어 시스템 환경을 구축하기 위해서는 정보통신, 바이오, 나노기술 등 다양한 분야의 기술들이 필요하다. 통신 및 하드웨어 제작 기술은 충분히 발전이 되어 있지만, 현장 적용이 가능한 바이오센서 기술은 아직까지 미흡한 수준이다. 본고에서는 유비쿼터스 헬스케어 환경에 적합한 전기화학적 방법을 이용하는 바이오센서들의 개발 현황을 소개하고 유비쿼터스 헬스케어 시스템에 적용 가능성에 대해 소개하고자 한다.

### II. 본론

바이오센서는 DNA, 단백질, 항원, 항체, 효소, 바이러스 등 다양한 생물학적 요소를 감지하는 소자로 생체분자의 상호작용 연구, 의료, 환경 등 다양한 분야에 응용된다. 바이오센서는 그림1과 같이 크게 생물학적 요소를 감지하는 감지층(recognition layer)과 신호변환기(signal transducer)로 나눌 수 있다. 감지층에서는 측정하고자 하는 물질과 특이적으로 반응하는 분자들을 표면에 처리하여 측정하고자 하는 생물학적 요소를 선택적으로 감지할 수 있다. 바이오센서는 신호변환기에서 어떤 물리화학적 변화를 감지하느냐에 따라 광학적(optical), 기계적(mechanical), 전기/전기화학적(electrical/electrochemical) 바이오센서 등으로 그 종류가

Corresponding Author : 정봉현

대전시 유성구 어은동 한국생명공학연구원 바이오나노연구단

Tel : +82-42-860-4442 / Fax : +82-42-879-8594

E-mail : chungbh@kribb.re.kr

본 연구는 지식경제부 소재원천기술개발사업의 연구비 지원으로 수행되었습니다.

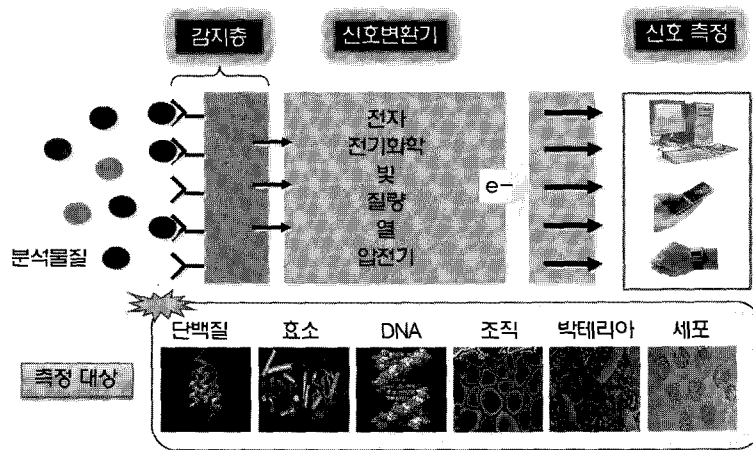


그림 1. 바이오센서의 구성. 바이오센서는 분석물질을 감지하는 감지층과 신호변환기로 구성되어 있다. 바이오센서의 측정대상은 단백질, 효소, DNA, 바이러스 등 다양한 생물학적 요소를 측정할 수 있다.

Fig. 1. Biosensors consist of molecular recognition layer and signal transducer. Biosensors can detect various biomolecules such as proteins, enzymes, DNA, and virus.

나뉘어진다. 일반적으로 가장 널리 사용하는 광학적인 바이오센서의 경우, 빛을 이용하기 때문에 광원(light source) 장비와 측정된 광학 신호를 전기적인 신호로 변환하는 하드웨어가 필요하여 전체적인 크기가 매우 크다. 하지만 전기화학센서는 전기적 신호를 처리하는 것이기 때문에 크기가 매우 작다는 장점이 있다. 여기에서는 고감도를 가지고 소형화가 가능하여 유비쿼터스 환경에 적합한 미래형 센서라고 불리는 전기화학적 방법을 이용하는 바이오센서와 앞으로 이를 이용하게 될 유비쿼터스 헬스케어 시스템에 대해서 설명하겠다.

**A. 스트립센서(strip sensor)**

스트립센서는 얇은 절연 폴리머 위에 수십  $\mu\text{m}$ ~ 수 mm 크기의 전도성 물질로 전극을 형성하고 있는 센서로 전극 표면 위에서 일어나는 생체분자들의 전기화학 반응을 감지하여 생물학적 요소의 정보를 제공한다. 스트립센서의 제작은 주로 스크린 프린터(screen printer)를 이용하는데 전극의 재료가 될 금, 은, 탄소 등

다양한 전도성 물질의 반죽을 이용하는데, 넓은 폴리머 기판 위에 만들고자 하는 모양의 스텐실(stencil)을 덮고 그 위에 전극 재료가 될 반죽을 덮어 코팅을 하는 과정을 거쳐 만들어진다.

이런 스트립센서의 대표적인 예는 당뇨병 환자들을 위한 혈당센서라고 할 수 있다. 혈당센서는 전체 바이오센서 시장의 80%를 차지할 정도로 중요한 위치를 차지하고 있다. 혈당센서는 몸 속의 포도당(glucose)을 감지하는 것으로, 전극 위에 당을 산화시키는 기능을 하는 당산화효소(glucose oxidase)와 혈액의 포도당 사이의 반응을 이용한다. 혈액 속에 포함되어 있는 포도당은 당산화 효소에 의해 산화되고 환원된 당산화 효소에 의해 산소는 과산화수소로 환원된 뒤, 전극 표면에서 과산화수소는 산소로 산화되면서 전자를 발생한다. 이 때 전극에 흐르는 전류를 측정하여 혈액 속에 존재하는 포도당의 농도를 측정할 수 있다.

혈당 이외에 다른 요소를 측정하고자 하는 시도 역시 활발히 이루어지고 있다. 그 대표적인 예로 요산(uric acid)을 스트립센서를 이용하여 전기화학적인 방법으로 측정하는 것을 들 수 있다. 이 전

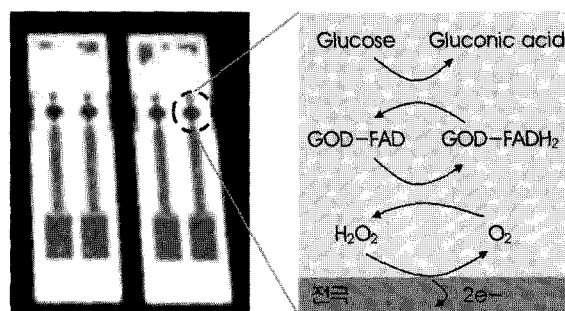


그림 2. 스크린 프린터를 이용하여 만든 혈당 스트립센서와 스트립센서 위에서 일어나는 혈당 측정 메커니즘.

Fig. 2. Glucose strip sensors and detection mechanism of glucose on strip sensor.

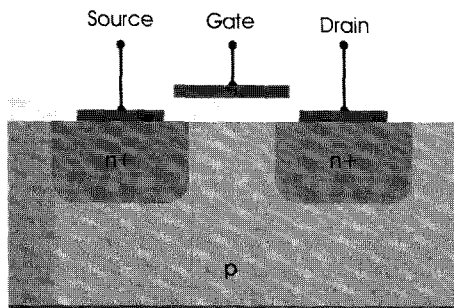
에는 효소 반응에 의해 발생하는 흡광도를 측정하기 때문에 효소가 필요할 뿐 아니라 측정 시간이 길다는 단점이 있었다. 하지만 전기화학적 방법으로는 혈액 속에 있는 요산을 효소 없이 적은 양으로 빠르고 정확하게 측정할 수 있었다[1]. 이로써 커다란 광학 장비에서 벗어나 휴대용 측정기를 이용하여 간단하게 요산을 측정할 수 있게 되었다.

이렇듯 스트립센서는 크기가 작고 측정이 간단하며 제조 비용이 저렴하지만, 주로 혈당센서에 국한되어 있으며 민감도가 상대적으로 낮아 극미량의 생물학적 요소를 측정하는 데는 어려움이 있다.

**B. 전계효과 트랜지스터(field effect transistor, FET)**

전계효과 트랜지스터(FET)는 스위치, 메모리 등의 대부분의 전자부품을 구성하고 있는 핵심 전자소자다. FET는 소스(source), 드레인(drain), 게이트(gate) 세 개의 전극으로 구성되는데, 소스와 드레인 사이에 흐르는 전류의 양을 게이트 전압을 통해 조절할 수 있다 (그림3). 쉽게 이야기 해서 수도꼭지의 양(소스와 드레인 사이에 흐르는 전류)을 수도꼭지(게이트 전압)를 이용하여 조절하는 것과 비슷하다고 보면 된다. FET는 주변 전하의 영향을 받는 특성을 바탕으로 1970년대부터 꾸준히 바이오센서로써 응용연구가 시도되었다[2,3]. 표면전하를 가지는 생체분자들이 게이트 전극 표면에 존재하게 되면 표면전하의 영향으로 FET에 흐르는 전류에 변화가 생기는데, 이렇게 달라진 전류를 감지하여 항원/항체, DNA, 단백질, 효소, 바이러스 등 다양한 생체분자의 신호를 감지하여 정량적인 분석을 한다.

DNA의 경우 FET를 기반으로 한 센서의 좋은 분석대상이 될 수 있다. 음전하를 띄고 있는 DNA는 상보적인 배열을 가지는 두 가닥의 DNA가 혼성화(hybridization)가 이뤄지는 것을 기본원리로 한다. 그림4(a)에서 보듯이 게이트에 DNA 프로브를 고정시키고 그 위에 프로브와 반응하는 상보적인 염기 서열을 갖는 타깃 DNA를 반응시키면 혼성화가 일어나게 되는데, 이때 표면에서 느끼는 DNA의 음전하의 양이 증가하게 되어 FET의 드레인과 소스 전극



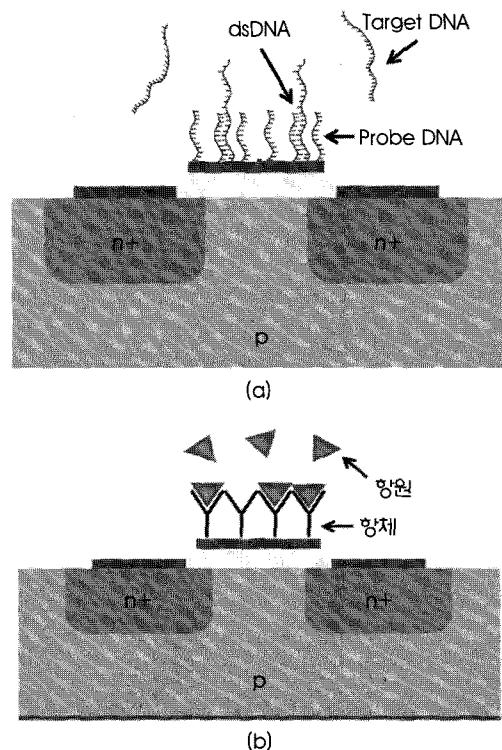
**그림 3.** 전계효과 트랜지스터(field effect transistor)의 구조. FET는 소스, 드레인, 게이트로 구성되어 있으며, 게이트에 인가해주는 전압에 따라 전기적인 특성이 변한다.

**Fig. 3.** Field effect transistor consist of source, drain, and gate. The electrical property depends on gate voltage.

사이에 흐르는 전류의 세기가 달라져 소자 위에서 일어나는 DNA의 반응을 분석할 수 있다[4].

대부분의 생체분자들은 수용액 상에서 표면에 전하들을 가지고 있기 때문에 FET 센서를 이용하여 DNA뿐 아니라 항원/항체 반응을 이용한 면역센서로도 이용이 가능하다. 커다란 단백질 덩어리인 항체를 게이트 표면에 고정시켜 이와 반응하는 항원을 반응시켜 측정하는데, 항체와 항원 모두 수용액 상태에서 표면전하를 가지고 있기 때문에 게이트 위에서 일어나는 반응을 감지하여 다양한 항원을 측정할 수 있다.

FET와 같은 반도체 소자는 도핑(doping)이란 불순물을 주입하는 공정을 통해서 p형, n형 등 특성이 다른 소자를 만들 수 있어 분석하고자 하는 생물학적 요소에 따라 알맞게 사용할 수 있다. 또한 FET를 기반으로 한 바이오센서는 형광 물질과 같은 표지분자가 필요하지 않은 비표지(label-free) 방식이기 때문에 간단하게 측정할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 하지만 FET 소자는 게이트 전극 위에 멀리 떨어져 있는 생체분자를 측정하기에는 적합하지 않다. 이를 Debye length라고 하여 FET가 전하를 감지할 수 있는 거리



**그림 4.** (a) FET의 게이트 전극 위에서 DNA가 혼성화 되면 게이트 위에 음전하의 양이 증가하기 때문에 FET의 전기적 특성이 변한다. (b) FET를 이용하면 항원/항체 반응 또한 측정이 가능하는데, 이는 항원과 항체의 표면의 전하에 의해 특성에 영향을 주기 때문이다.

**Fig. 4.** (a) DNA hybridization on gate changes the electrical property of FET because of increase of amount of negative charges. (b) FET can also detect antigen/antibody interaction using the surface charges of antigens and antibodies.

를 나타내는데, 이 거리를 벗어나면 센서의 감도가 낮아 생체분자를 측정하기 어려워진다.

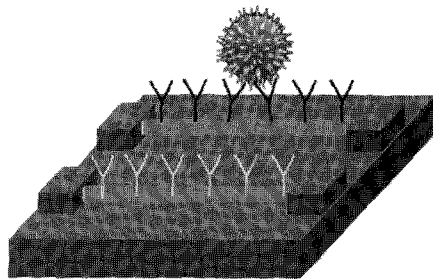
FET 제조 기술은 이미 반도체 공정 기술을 통해 기술이 확보된 상태이며, 대면적 생산도 용이하게 할 수 있다. 하지만 더 많은 집적을 위해 소자의 크기를 줄이는 노력하고 있으나, 기존 실리콘 기반의 소자는 물리적인 한계와 공정 기술의 한계로 새로운 재료를 개발하거나 더 작게 만들기 위한 나노공정 개발이 필요하다.

**C. 나노와이어/나노튜브(nanowire/nanotube)**

나노와이어와 나노튜브는 최근 각광을 받고 있는 나노기술의 대표적인 산물이라 할 수 있다. 이들은 직경이 수 나노미터에서 수백 나노미터의 크기를 갖는 긴 막대/튜브 형태를 가지고 있다. 이들은 뛰어난 전기적 특성을 가지고 있어 전자소자, 바이오센서, 광전소자 등 다양한 분야에 사용된다. 대표적인 실리콘 나노와이어와 탄소나노튜브는 공통적으로 FET 특성을 가지고 있기 때문에 바이오센서로도 응용이 가능하다.

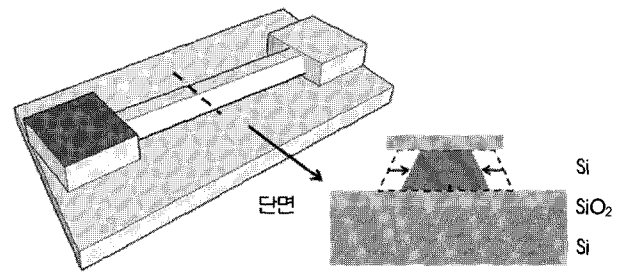
이들은 그 크기가 매우 작아 부피에 비해 표면적이 넓기 때문에 높은 감도를 갖는데 수~수십 개의 분자들을 측정할 수 있을 정도로 고감도를 갖는다. 미국 하버드대학교에서는 실리콘 나노와이어를 가지고 DNA, 항원/항체, 바이러스 등 다양한 생체분자를 측정하였다[5,6]. 특히 이 그룹에서는 나노와이어를 이용하여 한 개의 바이러스를 검출하기도 하였다. 일반적으로 바이러스를 감지하기 위해서는 바이러스 안에 있는 DNA나 RNA를 추출하여 이를 분석하지만, 이 그룹에서는 바이러스 표면에는 단백질을 이용하였다. 바이러스 표면에 있는 단백질 역시 수용액 상태에서 특정 전하를 띄게 된다. 수용액을 떠들던 바이러스가 나노와이어의 표면에 고정되어 있는 항체에 선택적으로 붙게 되면 바이러스 표면의 전하의 영향으로 나노와이어를 통해 흐르던 전류가 바뀌게 되어 이를 이용하여 바이러스를 측정할 수 있다(그림5).

나노와이어는 일반적으로 합성 등을 이용한 bottom-up 방식을 이용하여 제조한다. 이 방식은 매우 작고 균일한 나노와이어를 만



**그림 5.** 실리콘 나노와이어 위에 바이러스가 특정 항체에 선택적으로 붙게 되면 나노와이어의 전기적인 특성이 변하게 된다. 바이러스는 표면에 붙어있는 단백질의 전하를 이용하여 검출한다.

**Fig. 5.** When viruses bind to antibodies on silicon nanowire, the electrical property of silicon nanowire is changed by the charges of surface proteins of virus.



**그림 6.** SOI wafer 위에서 이방성 습식 식각을 통해 제작한 나노와이어.  
**Fig. 6.** Silicon nanowires can be fabricated using anisotropic wet etching on SOI wafer.

드는데 적합하지만 이들을 개별적으로 다루는 것은 매우 어렵다. 나노와이어를 전자소자나 바이오센서로 사용하기 위해서는 이들을 원하는 대로 배열하거나 다른 소자와의 인터페이스가 용이해야 하나 이들 개별적인 조작이 거의 불가능하기 때문에 이들을 대면적에서 개발하는 것이 어려운 상황이다. 이런 단점을 보완하기 위해서는 미국의 예일대학교에서는 절연층 위에 실리콘이 형성되어 있는 웨이퍼(silicon-on-insulator(SOI) wafer) 위에서 실리콘 이방성 습식 식각(silicon anisotropic wet etching)을 이용하여 나노와이어를 만들고 이를 바이오센서에 적용하였다[7]. SOI 웨이퍼의 상단 실리콘은 두께가 200 nm 이하의 정도로 매우 얇은데, 여기에 식각을 통해 실리콘 폭을 줄임으로써 나노와이어를 제조할 수 있다(그림6). 이 방법을 통해 개발한 나노와이어는 합성에 의해 만들어진 나노와이어와 같이 뛰어난 특성을 가지며, pH 측정뿐 아니라 단백질, DNA 등 다양한 생체분자를 측정할 수 있었다. 게다가 표준 반도체 공정을 통해 제조가 가능하기 때문에 대면적 생산에도 적합하며 다른 전자 소자와의 인터페이스도 용이하여 기존의 합성을 통한 나노와이어 제조 공정의 단점을 보완했다는 평가를 받는다.

탄소나노튜브(carbon nanotube)는 현재 나노기술 중 가장 주목을 받는 소재 중 하나로, ‘머리카락보다 가늘고 다이아몬드보다 강하다’는 표현이 나올 정도로 특별한 성질을 가지고 있다. 탄소나노튜브는 디스플레이, 메모리소자 등 전자공학에서 연구가 활발히 되고 있지만 바이오센서 분야에서도 그 기능을 독특히 하고 있다. 탄소나노튜브를 제조하는 과정에서 금속의 성질을 가지는 것과 반도체의 특성을 가지는 것이 동시에 생성되게 된다. 앞서 설명했듯이 반도체의 특성을 갖는 탄소나노튜브는 FET 특성을 나타내어 FET 기반 바이오센서로 많이 연구되어 왔으며[8], 금속성 나노튜브도 넓은 표면적과 뛰어난 전도성을 이용하는 전기화학 센서에 많이 응용되고 있다[9]. 탄소나노튜브를 효율적으로 사용하기 위해서는 금속성과 반도체 특성이 혼재에 있기 때문에 이를 분리하는 것이 매우 중요하다. 하지만 현재의 기술로는 이 둘을 완벽하게 분리할 수 있는 기술이 없기 때문에 새로운 제조 공정 및 분리 기술 개발이 시급하다. 또한 나노와이어와 마찬가지로 나노튜브의 배열

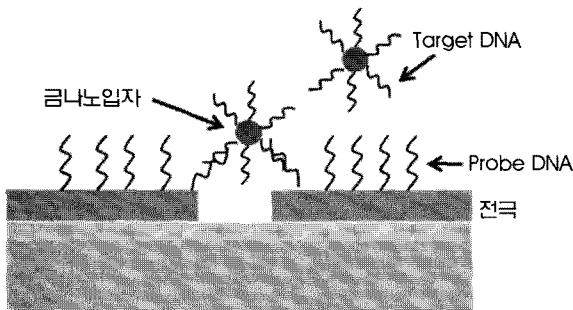
하는 것이 매우 어렵다는 한계가 있다.

**D. 나노갭전극(nanogap electrode)**

나노갭전극은 매우 좁은 간격을 갖는 전극으로 수 nm에서 수 백 nm 정도의 간격을 갖는다. 나노미터 간격을 가지고 있기 때문에 분자전자소자를 위한 분자의 전기적인 특성을 연구하는데 사용되거나 나노구조체 응용연구에 많이 사용된다. 나노갭전극을 이용하여 DNA의 전기적인 특성을 연구하기도 하였는데, 이는 양 전극 사이에 DNA를 연결하여 DNA의 길이나 염기 구성에 따른 전기적 특성 변화를 연구하는 것이다. 최근 여러 연구 그룹에 따르면 DNA는 경우에 따라 반도체, 부도체, 도체 등의 특성을 나타내는 것으로 보고되었다[10].

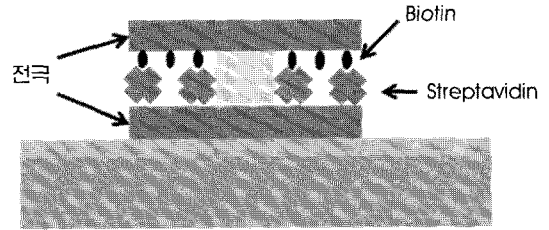
나노갭전극을 이용하여 생체분자의 반응을 측정하기도 하는 대표적인 예가 금속나노입자를 이용하는 방법이다. 그림7과 같이 표면에 프로브 DNA를 고정시킨 후, 타깃 DNA에 금속나노입자를 붙여 반응시키면 나노갭 사이에 금속나노입자가 위치하게 된다. 타깃 DNA 반응 전에 거의 흐르지 않던 전류가 타깃 DNA에 붙어 있는 금속나노입자를 통해 전류가 흐르게 되는데, 이때의 변화를 측정하여 타깃 DNA의 반응을 확인할 수 있다 [11]. 이 방법을 이용하면 DNA뿐 아니라 단백질 또한 측정할 수 있는데, 나노갭전극 사이에 리셉터 분자를 고정시킨 뒤, 금나노입자가 붙어있는 단백질을 반응시켜 전극 사이에 금나노입자가 배열한다. 전극 사이의 전류는 배열된 금나노입자를 통하게 되는 이때, 변하는 전류 값을 통해 타깃을 측정할 수 있다[12].

나노갭전극을 이용한 바이오센서는 더욱 발전되어 금속나노입자의 도움 없이 생체분자를 측정하기도 하는데, 생체분자의 크기 정도로 아주 작은 나노갭을 만들어 그 사이에 반응시켜 전극 사이의 전류가 생체분자를 통해 직접적으로 흐르게 하는 방법이 있다 [13]. 그림8과 같이 biotin 분자를 고정화시킨 전극 사이에 biotin과 강한 결합을 하는 streptavidin을 이용하여 나노갭전극 사이를



**그림 7.** 나노갭전극 사이에 DNA가 붙은 금속나노입자를 고정시키는 방법으로 타깃 DNA를 측정한다. 나노갭전극 사이에 걸린 금나노입자를 통해 전류가 흐른다.

**Fig. 7.** DNA hybridization can be electrically detected using gold nanoparticles on nanogap electrodes. The current flows through gold nanoparticles between electrodes.



**그림 8.** 나노갭전극 사이에 단백질을 채워 전류가 단백질을 통해 흐르도록 한다.

**Fig. 8.** The electrical current flows though proteins filled in nanogap electrodes.

채운다. 이 때 거의 흐르지 않던 전류가 나노갭 안에 채워진 streptavidin을 통해 전류가 흐르게 되는 원리를 이용하여 생체분자의 상호작용을 측정한다.

나노갭전극은 구조적인 특성 때문에 그 응용분야가 매우 다양하다. 하지만 나노갭전극을 제작하는 것은 기존의 공정으로는 어려워 박막 기술, 전자빔 리소그래피 등의 나노공정 기술을 이용해 연구하고 있지만 이런 방법으로는 대면적 생산은 어려워 새로운 공정 방법을 개발이 필요하다.

**E. 유비쿼터스 헬스케어 시스템(ubiquitous healthcare system)**

유비쿼터스 헬스케어 시스템은 말 그대로 언제, 어디서나 의료 서비스를 받을 수 있는 통합적인 관리 시스템으로 앞으로 사회의 건강을 책임질 핵심 기술로 주목 받고 있다. 사회가 점점 고령화되면서 지속적인 질병 진단이 필요해졌고, 번거롭게 병원에 가지 않고 간단하게 집에서 질병을 진단하고자 하는 수요가 U-헬스의 도래를 앞당기고 있다. 바이오센서를 통해 질병을 진단하여 스스로 건강을 확인할 수 있으며, 더 나아가 진단 결과를 모바일을 통해 병원에 있는 의사에게 전달되어 처방까지 받을 수 있다. 또한 U-헬스케어 시스템을 통해서 도심지역에 편중되어 있는 의료서비스를 전국 각지에서 동일한 수준으로 받을 수 있을 뿐 아니라 신속하고 효율적인 의료서비스를 받을 수 있으며, 특히 거동이 불편한 노약자들의 건강을 효율적으로 관리할 수 있어 건강한 사회를 만드는 데 크게 공헌할 것으로 기대된다. 최근 국내의 헬스피아에서는 같은 맥락의 모바일 혈당센서를 개발하였는데, 혈당센서와 휴대폰과 연동하여 측정된 혈당 수치를 휴대폰의 디스플레이를 통해 나타내는 것이 핵심이다. 스트립센서를 이용하여 만든 혈당센서를 휴대폰에 꽂은 뒤 혈액을 떨어뜨리면 수 초 이내에 휴대폰 디스플레이를 통해 혈당 수치를 확인할 수 있으며, 그 결과를 휴대폰을 통해 전송하여 데이터 베이스에 저장하여 관리할 수 있다. 이를 사용하는 환자들은 혈당 관리를 체계적이고 효과적으로 관리 받고 식습관도 조절할 수 있기 때문에 환자들의 건강이 전보다 호전되었다는 결과도 보고된 바 있다.

하지만 현재까지는 혈당과 같이 특정 질병에 한정되어 있으며, 이를 위한 인프라도 거의 구축이 안 되어 있다. 완벽한 U-헬스 환



그림 9. 유비쿼터스 헬스케어 시스템 모식도.. 유비쿼터스 헬스케어 시스템을 위해서는 다양한 분야의 전문가의 도움과 기술이 필요하다.  
 Fig. 9. Schematic diagram for ubiquitous healthcare systems. Experts in various fields are needed to implement the U-healthcare.

경을 조성하기 위해서는 모식도(그림9)에서 보듯이 바이오센서 및 하드웨어 개발뿐 아니라 병원 및 지방자치단체 등 다양한 분야의 전문가들의 협조가 필수적이다.

### III. 결론

유비쿼터스 헬스케어 시스템은 미래 사회의 건강을 책임질 핵심 기술이다. 이 기술을 통해 우리는 언제 어디서나 질병을 진단할 수 있을 것이다. 이런 U-헬스에 있어서 가장 중요한 기술은 바이오센서 기술이라고 할 수 있는데, 그 중에서 높은 감도를 갖고 소형화가 가능한 전기적인 바이오센서의 개발이 중요하다고 할 수 있다. 많은 연구자들이 전기화학적 바이오센서 개발에 심혈을 기울인 결과 성능 좋은 바이오센서들이 개발되었다. 하지만 이런 바이오센서가 U-헬스 환경에 적용되기 위해서는 크기, 감도, 안정성 및 생산공정 등 아직도 해결해야 할 문제점이 많다. 이런 문제점들은 특정 학문이 아닌 BT, IT, NT 등 소위 융합기술을 통해 해결될 수 있을 것이다.

일련의 노력들이 결실로 다가올 미래에는 유비쿼터스 헬스케어 시스템을 통해 시간과 공간적인 제약을 벗어나 현장진단뿐 아니라 기존에 진단하기 어려웠던 질병들까지도 진단할 수 있으며, 환자 개개인을 체계적으로 관리할 수 있어 건강한 사회를 조성하는데 크게 이바지 할 것으로 기대된다.

### 참고문헌

- [1] J.-C. Chen, H.H. Chung, C.-T. Hsu, D.-M. Tsai, A. S. Kumar, and J.-M. Zen, *Sens. Actuators B* 110, 364(2005).
- [2] M. J. Schoning and A. Poghossian, *Analyst*, 127, 1137(2002).
- [3] P. Bergveld, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 17, 70 (1970). J. Janata and S. Moss, *Biomed. Eng.*, 11, 241 (1976).
- [4] D.-S. Kim, Y.-T. Jeong, H.-J Park, J.-K Shin, P. Choi, J.-H. Lee, and G. Lim, *Biosens. Bioelectron.* 20, 69(2004).
- [5] G. Zheng, F. Patolsky, Y. Cui, W. U. Wang, and C. M. Lieber, *Nat. Biotechnol.* 23, 1294(2005).
- [6] F. Patolsky, G. Zheng, O. Hayden, M. Lakadamyali, X. Zhuang, and C. M. Lieber, *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 101, 1401(2004).
- [7] E. Stern et al. *Nature* 445, 519 (2007).
- [8] K. Maehashi, T. Katsura, K. Kerman, Y. Takamura, K. Matsumoto, and E. Tamiya, *Anal. Chem.* 79, 782(2007).
- [9] J. Wang, *Electroanalysis* 17, 7(2005).
- [10] K.-H. Yoo et al. *Phys. Rev. Lett.* 87, 198102-1(2001).
- [11] C. S. Ah et al. *Curr. Appl. Phys.* 6S1, e157(2006).
- [12] C.-Y. Tsai, T.-L. Chang, R. Uppala, C.-C. Chen, F.-H. Ko, and P.-H. Chen, *Jpn. J. Appl. Phys.* 44, 5711(2005).
- [13] H. Im, X.-J. Huang, B. Gu, and Y.-K. Choi, *Nat. Nanotechnol.* 2, 430(2007).