

논문 98-7-4-06

FET형 포도당센서의 특성개선과 이를 이용한 포도당측정기 개발

이채항*, 최상복*, 이영철**, 서화일***, 손병기**

Characteristics Improvement of a FET-Type Glucose Sensor and Its Application to a Glucose Meter

C. H. Lee*, S. B. Choi*, Y. C. Lee**, H. I. Seo***, and B. K. Sohn**

요 약

ISFET를 바탕으로한 포도당 센서일 경우에 저감도, 드리프트 현상, 긴 응답시간의 문제점들을 가지고 있다. 이러한 이유로, ISFET 포도당센서에 백금 액츄에이터(Pt actuator)를 내장시켜 반응부산물인 H_2O_2 를 전기분해하는 전류법적인 액츄에이션(amperometric actuation) 기법을 도입하여 감도를 높였다. 또한 출력신호의 기준선(baseline)을 확인한 후, H_2O_2 전기분해에 의한 pH 변화분만을 검출하여 출력신호로 사용하는 새로운 측정법을 고안하여 심각한 드리프트를 배제하였다. 이러한 전류법적 액츄에이션과 측정 기술로써 ISFET 포도당 센서의 동작특성이 개선되었다. 제작된 ISFET 포도당센서는 포도당 농도에 따른 응답의 크기가 30mM의 인산완충용액인 PBS(phosphate buffer solution)에서 약 26mV/decade의 높은 감도와 선형성을 보였다. 이 센서를 사용하여 높은 정밀도를 갖는 휴대용 포도당 측정기를 개발하고 그 특성을 평가하였다.

Abstract

A ISFET-based glucose sensor has inherent problems such as low sensitivity, drift effect and long response time. For that reason, a amperometric actuation technique was introduced to make a highly sensitivity of the ISFET glucose sensor with a Pt actuator, which electrolyzes H_2O_2 , one of the by-products of the oxidation reaction of glucose. Moreover, a potential-step measurement method detecting response by only the electrolysis of H_2O_2 was developed for eliminating a drift problem. The operation characteristics of ISFET-based glucose sensor was improved by using the amperometric actuation and a measurement techniques. The fabricated ISFET glucose sensor is shown good operation such as characteristics(30mM PBS, about 26mV/decade) and linearity. A portable glucose meter with a highly resolution by using the fabricated ISFET-based glucose sensor with Pt actuation was developed and its characteristics investigated.

1. 서 론

* 경북대학교 센서공학과(Dept. of Sensor Eng. Kyungpook National University)

** 경북대학교 전자공학과(School of Electronic and Electrical Eng., Kyungpook National University)

*** 한국기술교육대학교 전자공학과(Dept. of Electronic Eng., Korea University of Technology & Education)
<접수일자 : 1998년 6월 23일>

FET형 이온센서^[1]는 반도체의 집적회로 공정기술로 제조되므로 극소형이면서 빠른 응답속도를 가지고 있음은 물론 국소부위의 측정이나 현장·현시적 측정 등에 매우 편리한 최첨단 센서이다. 이와 같은 다양한 장점에도 불구하고 ISFET 포도당센서^[2,3]는 감지 원리상

의 저감도와 드리프트(drift)현상^[4], 감지막에서의 늦은 반응 등의 문제를 갖고 있어 상용화하는데 장애가 되고 있다.

현재까지 포도당의 측정방법에는 간단한 건강진단용 전극형 센서를 이용한 측정기와 정밀 의료진단용 및 실험 분석용으로써 흐름장치를 장착한 대형 시스템(flow analysis system)에서 이루어지고 있다. 그러나 대형 시스템을 사용할 경우에 많은 양의 측정시료가 필요하고, 주기적인 세척 등을 위해 버퍼용액의 소모량이 많으며 그 자체의 분석장비가 고가이다. 특히 소형 전극형 센서를 사용한 측정기인 경우에 사용하기에는 간편하나 일회용으로써 빈번히 센서를 교체 해야하고 정밀도가 떨어지는 등의 단점들로 인한 새로운 형태의 측정기 개발이 절실히 요구되고 있다.

본 논문에서는 이러한 연구의 필요성을 바탕으로 ISFET 포도당센서에 백금 액츄에이터를 내장하고 이를 사용하여 반응부산물인 H₂O₂의 전기분해 하는 전류법적인 액츄에이션기법^[5,6,7]을 도입하여 높은 감도를 갖도록 하였다. 또한 출력신호의 기준선을 확정한 후 H₂O₂ 전기분해^[6,7]에 의한 pH 변화분만을 검출하여 출력신호로 사용하는 측정법을 고안하여 심각한 드리프트 현상을 배제 할 수 있게되었다. 이와 같이 동작특성을 개선시킨 포도당센서를 이용하여 흐름장치가 필요없고 현장·현시적 측정이 가능하며 정확도가 높은 휴대용 포도당 측정기를 개발하여 그 특성을 평가하였다.

II. 센서의 동작 및 측정 원리

그림 1은 본 연구에서 사용한 ISFET 포도당센서의 구조도이다. 그림 1을 살펴보면, 바탕소자인 ISFET의 수소이온 감지막과 그 주위에 백금 액츄에이터가 형성되어있고, 그 위에 GOD(glucose oxidase)고정화막을 글루탈알데히드(glutaraldehyde)를 이용한 화학적 가교화법에 의해 형성시킨 구조이다.

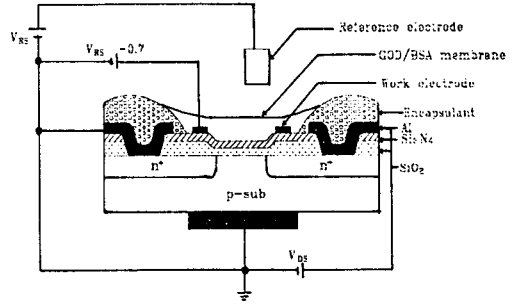
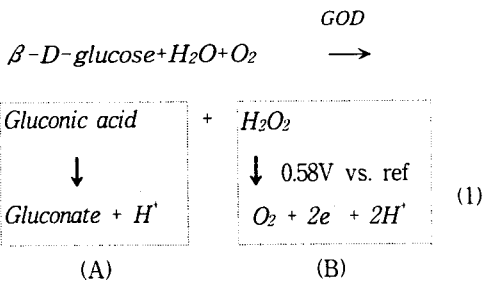


그림 1. ISFET 포도당센서의 단면도
Fig. 1. Cross-sectional view of the ISFET glucose sensor.

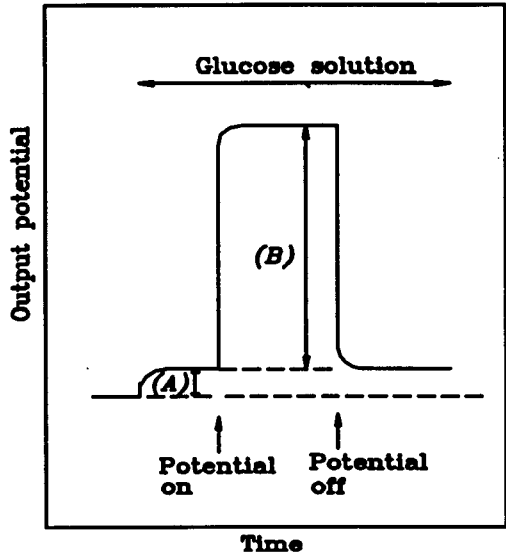


그림 2. 백금 액츄에이션 기법을 이용한 ISFET 포도당 센서의 반응원리
Fig. 2. Principle of the ISFET glucose sensor employing Pt actuator

포도당 센서의 동작을 위한 감지막에서 반응원리는 다음과 같다. 먼저 식(1)에서 보게되면 지금까지 ISFET 포도당센서는 (A)반응을 이용해 왔다. 이 경우 gluconic acid가 gluconate와 수소이온으로 해리되며 이 수소이온양의 변화를 바탕소자인 ISFET의 수소이온 감지막에서 감지하여 검출하게 된다. 이때 발생된 수소이온의 양은 gluconic acid의 해리상수에 의존하는데, 상온에서 gluconic acid의 해리상수 K_a^[8]는 매우 작아

서 결국 센서의 감도도 상당히 낮게 된다. 이러한 단점을 보완하기 위해 전류법적 액츄에이션기법을 도입하였다. 이 액츄에이션 기법을 도입 할 경우, H_2O_2 의 전기분해를 위해 기준전극에 대한 백금전극의 전압을 4154B(semiconductor parameter analyzer)를 이용하여 볼타모그램의 조사값에 의해 백금전극에서 전기분해를 충분히 일으킬 수 있는 전압값을 조사하여 정해진 것이다. 본 실험에서는 백금 액츄에이터와 기준전극 사이에 0.58V를 인가하였다. 백금 액츄에이터에서는 식(1)의 B와 같이 H_2O_2 가 백금 액츄에이터에 인가된 전압에 의해 전기분해되어 2개의 수소이온이 발생한다. 그러므로 백금 액츄에이션에서 전기분해에 의한 수소이온 발생으로 액츄에이션을 사용하지않고 순수 감지막에서만 일어나는 반응(A)에 의한 출력값보다 매우 증가된 감도를 얻을 수 있다. 또한 액츄에이션에 의한 방법으로 H_2O_2 를 전기분해시키지 않았을 때, 출력신호의 기준선을 확인하고 후에 액츄에이션에 의한 값만을 사용하는 차감법을 도입 할 경우에 초소형 포도당센서의 심각한 문제점인 드리프트 영향을 배제시킬 수 있다. 본 연구에서는 식(1)의 A에서 일어나는 반응을 센서의 기준선으로 사용하였으며 식(1)의 B에서 일어나는 반응에 의한 값만을 센서의 출력값으로 사용하였다. 그림 2는 액츄에이션 기법을 이용한 ISFET 포도당센서의 반응에 대한 설명을 도식화한 것이다.

III. 실험

3-1. 바탕소자 제조 및 백금 액츄에이션 전극 형성

ISFET 포도당센서는 바탕소자인 ISFET 소자 위에 포도당과 반응하는 효소고정화막과 백금 액츄에이터를 형성시킴으로써 제조된다. 사용된 바탕소자는 본 연구실에서 설계하여 반도체 집적회로 제조기술로 제조된 소자를 사용하였다.^{11,9)}

전류법적인 액츄에이션 기법을 ISFET 포도당 센서에 도입하기 위하여 바탕소자인 ISFET 게이트 주위에 사진식각기술 중에서 lift-off공정^{10,11)}을 이용하여 백금 액츄에이터를 형성하였으며, 그 공정 과정을 요약하면 다음과 같다. 감광성고분자물질을 사용하여 백금 액츄에이터가 형성될 부분을 현상해 내고, 백금과 실리코질화막(Si_3N_4)과의 부착력을 증가시키기 위해 티타늄(Ti)을 증착하고 그 위에 액츄에이터로 사용될 백금을 스퍼터링법으로써 증착하였다. 마지막 공정으로 아세톤을

이용하여 lift-off하였다. 또한 센서의 소형화를 위해서 상용기준전극(Ag/AgCl) 대신하여 전기도금법을 이용하여 소형기준전극(Ag/AgCl)을 제작한 후, ISFET 소자 옆에 부착시켜 기준전극으로 사용하였다.

3-2. GOD고정화막의 제조 및 형성

본 연구에서는 GOD/BSA(bovine serum albumin) 감지막을 개발해 센서에 적용시켰다. 먼저 효소고정화막을 형성하기 위하여 글루탈알데히드 이용하여 GOD 효소와 BSA기체를 가교화시켰다.

ISFET 소자를 헤더(header)위에 장착하고 소자 위의 전극과 헤더를 결선(wire bonding)하고 ISFET의 전기적 연결부분을 용액과의 전기적 절연을 시키기 위하여 실리콘 고무로써 게이트 영역을 제외한 모든 부분을 엔캡슐레이션(encapsulation)한 후 48시간 이상을 상온에서 건조시켰다. 건조된 소자는 포도당센서의 제조중에 생성되는 실리코질화막 위에 자연산화층을 제거하기 위하여 50:1 HF용액에 1분간 표면 처리¹⁰⁾하였다. 이는 포도당센서의 감도저하를 유발시킬 수 있기 때문이다.

형성시킬 효소막과 실리코질화막과의 부착성을 좋게 하기 위하여 γ -APTES(γ -aminopropyltriethoxy silane)¹²⁾ 1.0 μ l를 80 $^{\circ}$ C에서 6분간 열처리하여 실리코질화막 표면을 실란화(silanization)시켰다. GOD 5mg과 BSA 4mg을 20mM인 인산 완충용액 100 μ l에 녹인 후, 이 용액 0.6 μ l를 ISFET 게이트 위에 떨어뜨렸다. 25% 글루탈알데히드 용액 1.3 μ l를 떨어뜨려 막을 가교화(cross-linking)시켰다. 상온에서 4시간 건조시켜 센서를 완성하여 소자를 탈이온수에 세척한 다음, pH 7.4인 인산 완충용액에 담구어 4 $^{\circ}$ C 냉장고에 보관하였다. 항상 측정하기 전에 적어도 30분 동안은 pH 7.4인 인산 완충용액에 담구어 두었다. 이러한 이유는 실험 도중 각 소자들의 실험환경 변화에 대해 동일한 조건을 만들어 주고, 부주의나 외부환경에 대하여 감지막의 손상을 막기 위함이다. 그림 3은 ISFET 포도당 센서의 제조의 순서도를 나타내었다. 한편 센서를 측정함에 있어 폴리우레탄(polyurethane) 등을 이용한 외부막(outer membrane)은 형성하지 않았다. 그 이유는 외부막이 없어도 원하는 포도당 농도 범위를 측정할 수 있었으며, 공정과정이 간략하고 센서의 신뢰성개선을 이룰 수 있기 때문이다. 그림 4는 모든 공정을 거친 후의 완성된 포도당 센서의 사진이다.

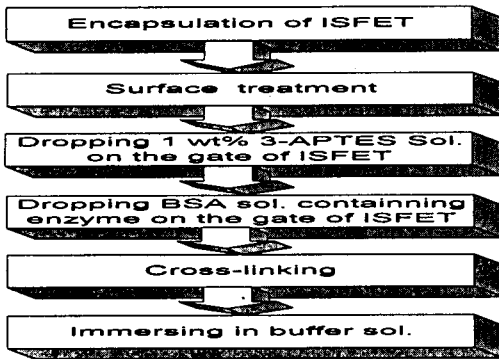


그림 3. FET형 포도당센서의 감지막 제작과정
 Fig. 3. Fabrication sequence of the FET-type glucose sensor

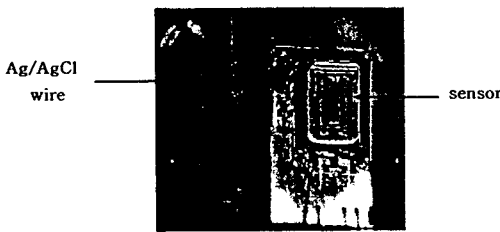


그림 4. 제작된 포도당 센서의 사진
 Fig. 4. Photograph of the fabricated glucose sensor

3-3. 측정기 개발

그림 5는 본 연구에서 개발한 ISFET 포도당센서 측정기의 블록도이다. 백금 액츄에이터에 전압을 인가한 후, 센서에서 얻어진 출력신호는 영전위 회로에서 전압신호로 변환되어 반전 가산증폭회로와 LPF(low pass filter)회로를 거쳐 A/D 변환기를 통해서 디지털화 된다. 이렇게 디지털화된 입력신호는 회로제어 및 측정에 따른 연산을 담당하는 MPU(micro processor unit)에 의해 제어된다. 본 시스템에서는 포도당을 측정할 때 바탕소자의 문턱전압인 V_T (threshold voltage)를 검출하여 D/A 변환기를 통해 자동적으로 V_T 의 변화를 조정할 수 있는 케환루프를 첨가함으로써 인위적인 전압 조정을 없애고 측정의 정밀도를 높였다. 그리고, 측정기의 표시부는 에러표시와 동작상태를 문자로써 표시하기 위해서 성능이 우수한 16문자*2줄의 문자 모듈 LCD(HC16202, HYUNDAI)를 사용하였다.

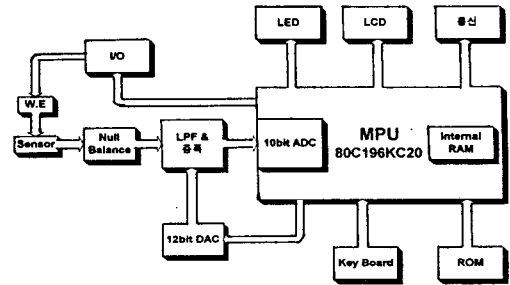


그림 5. 포도당센서 측정기의 블록도
 Fig. 5. Block diagram of the glucose meter

그림 6에서와 보이는 것과 같이 고농도 용액과 저농도 용액간의 기울기가 다를 수 있다. 따라서 본 연구에서 제작된 측정기는 고농도 용액과 저농도 용액간의 기울기를 각각 구하여 2점, 3점 교정 알고리즘을 채택하였다. 그림 6에서 ADC로부터 읽은 X_L, X_M, X_H 는 각각 저농도(54mg/dl), 중간농도(180mg/dl), 고농도(324mg/dl)의 값을 나타내며, a_L, a_M, a_H, a_{HH} 는 기울기를 나타낸다. 위의 계산치들은 실험을 통해서 얻어진 값을 바탕으로 하여 얻어진 것이다. 표 1은 계산 방법을 나타낸 도표이다.

제작된 측정기의 소프트웨어는 80C196 기계어로 프로그래밍 하였다. 측정기용 소프트웨어의 구성은 다음과 같다. 시스템의 초기화 루틴, mode 선택 루틴, 보정 루틴(54, 128, 324mg/dl), 기울기 및 절편 계산 루틴, 측정 루틴, LCD 출력 루틴, 안정화 측정 루틴, holding 루틴으로 구성하였다. '초기화' 루틴은 LCD, LED, DAC,

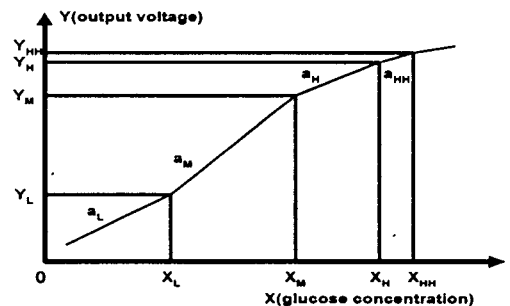


그림 6. 포도당 농도에 따른 출력값의 기울기 알고리즘
 Fig. 6. Slope algorithm of output value comply with glucose concentration

표 1. 기울기의 계산 알고리즘

Table 1. Calculation algorithm of slope

Glucose sensor		Glucose	
Parameter			
Slope	a_L	$a_L = a_M \times \frac{7}{8}$	$b_L = A54 - a_L \times R54$
	a_M	$a_H = \frac{A180 - A54}{R180 - R54}$	$b_M = A180 - a_M \times R180$
	a_H	$a_H = \frac{A324 - A180}{R324 - R180} , a_M \times \frac{3}{4}$	$b_H = A180 - a_H \times R180$
	a_{HH}	$a_{HH} = a_H \times \frac{1}{2}$	$b_{HH} = A324 - a_{HH} \times R324$
Measurand value	Y_L	$Y_L = a_L x + b_L$	
	Y_M	$Y_M = a_M x + b_M$	
	Y_H	$Y_H = a_H x + b_H$	
	Y_{HH}	$Y_{HH} = a_{HH} x + b_{HH}$	

80C196 I/O port를 초기화하는 명령으로 구성되었고, 'MODE 선택' 루틴은 2점, 3점 보정 중 선택을 할 수 있게 구성되었다. '54mg/dl 측정' 루틴은 보정 루틴의 하나로 54mg/dl의 값을 측정하여 저장하고 센서의 오동작을 검사하는 기능으로 구성되었다. '128mg/dl 측정' 루틴은 역시, 보정 루틴중의 하나로서 128mg/dl의 값을 측정하여 저장하고 센서의 저감도를 검사하는 기능으로 이루어졌다. 'mode=3점'루틴은 3점 보정을 선택하게 되면 324mg/dl를 측정하고, 그렇지 않은 경우는 다음 루틴을 수행한다. '기울기 및 절편 계산' 루틴은 표 1과 같이 계산하여 그 값을 구하는 루틴이다. '측정' 루틴에서는 측정 대상을 측정하여 mg/dl로 환산하는 연산루틴이다. 'LCD 출력' 루틴은 환산된 값을 LCD(liquid crystal display)에 표시하는 루틴이다. '안정화 검사' 루틴은 측정값이 안정이 되었는지를 검사하는 루틴으로 안정이 되면 다음 루틴을 실행하는 루틴이다. 'HOLDING' 루틴은 안정화되었음을 LCD에 표시하고 출력기의 단추를 누르면 출력하고 실행 단추를 누르면 다시 측정하는 루틴이다. 단일 측정기의 동작 방법은 먼저 전원 스위치를 ON하고 보정점(calibration point)을 2점인지 3점을 할 것인지 선택 후, 실행 단추를 누른다. 그 다음, LCD에 표시하는 지시에 따라 각 보정 용액에 넣고 측정하고자하는 용액에 센서를 넣은 후 측정결과가 LCD에 표시되고 안정이 되면 holding이라

는 영문자가 LCD에 표시된다. 이때 출력단추를 누르면 측정 값 및 센서의 감도가 출력된다.

IV. 실험결과 및 고찰

4-1. 제조된 포도당센서 동작 특성

그림 7은 20mM 인산완충용액에서 포도당농도 7mM 일 때 센서의 시간응답특성을 나타낸 것이다. 백금 액츄에이터에 0.58V의 전압을 인가함에 따라 GOD와 포

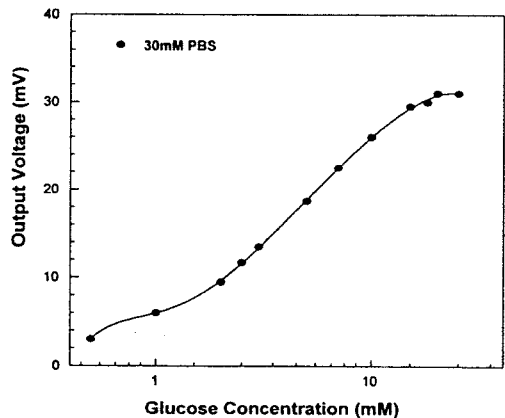


그림 7. 포도당 센서의 응답곡선
Fig. 7. Response time of the glucose sensor

도당의 반응부산물인 H_2O_2 가 전기분해되어 수소이온 양이 증가(pH가 감소)하게되고 센서출력은 커지기 시작해 약 2분 후에 90%응답을 보였다. 전압을 제거하자 응답은 감소해 원래의 기준선으로 돌아감을 알 수 있다. 앞절에서 언급한바와 식(1)에서 (A)의 반응응답은 기준선의 확인용으로 사용될 수 있다. 그러므로 전압인가 전에 기준선의 값을 먼저 읽고 전압인가 후에 반응 결과의 값을 읽어 그 차이로서 센서의 응답을 구한다면 드리프트 효과 등으로 인해 기준선이 변화해도 정확한 응답을 얻을 수 있다. 한편 응답의 크기는 약 36mV로서 기존의 FET형 포도당센서^[13]의 응답크기(30mM PBS, 약 26-30mV)에 비해 매우 크기 때문에 센서 감도가 매우 우수함을 알 수 있다.

그림 8은 30mM의 인산완충용액 속에 포도당농도를 변화시켜가면서 센서의 응답특성을 조사한 것이다. 2mM에서 20mM 포도당의 농도 범위에서 선형적인 응답특성을 보였다. 이를 환산하면 36mg/dl에서 360mg/dl 범위로 충분한 동작영역을 가짐을 알 수 있다. 이 실험에서 30mM의 인산완충용액을 택한 것은

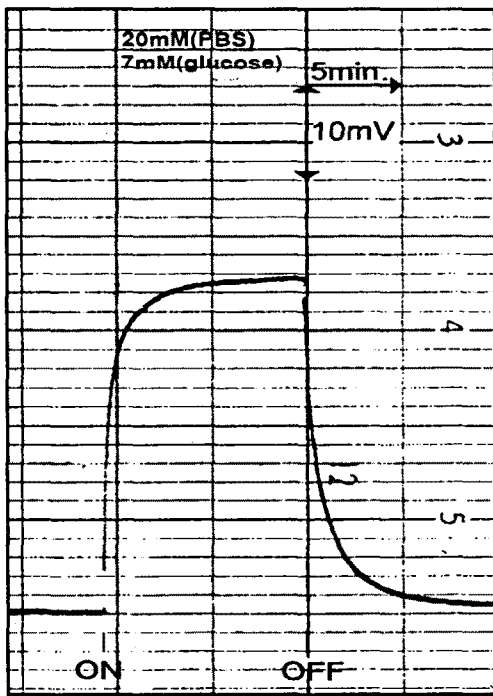


그림 8. 제작된 포도당 센서의 검정곡선
Fig. 8. Calibration curve of the fabricated glucose sensor

건강한 인체의 혈액 완충농도가 30mM정도임을 고려한 것이다.

4-2. 개발된 포도당 측정 시스템 동작

제작된 포도당 센서 및 측정기를 결합해 포도당 측정시스템을 완성하였으며, 완성된 측정기의 사진을 그림 9에 나타내었다. 표 2는 완성된 포도당 측정기의 사

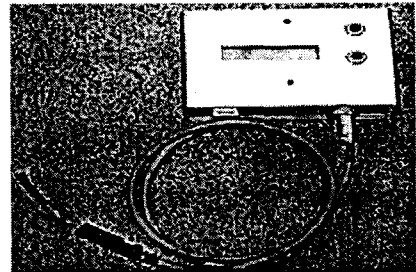
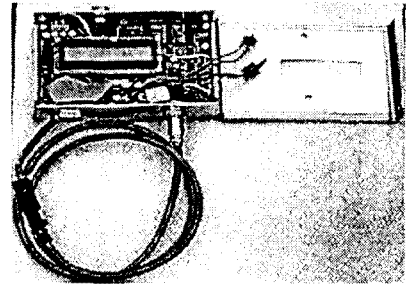


그림 9. 포도당 측정기의 실제 모양 사진
Fig. 9. Photograph of the glucose meter

표 2. 제작된 포도당 측정기의 사양
Table 2. Specification of the developed glucose meter

항 목	내 용	
크기	140mm*40mm*100mm	
측정 대상	Glucose	
측정범위	36mg/dl	360mg/dl
교정 방식	2점, 3점 선택 가능	
측정 시간	2분~5분	
특 정	측정한 데이터 177개 기억 데이터 프린트 가능 측정후 부저 울림 기능 2점, 3점 교정법 선택기능 단일미터 전용 전원 사용	

표 3. 제작된 포도당 측정기의 포도당 측정결과
Table 3. Result of glucose concentration of the fabricated glucose meter

측정 횟수 농도(mg/dl)	1회	2회	3회	4회	5회
55	55	52	57	55	52
126	132	129	135	130	130
180	170	181	168	192	180

양을 나타내고 있다. 한편 표 3은 제작된 포도당 측정기를 사용해, 보정을 한 후에 각 54mg/dl, 126mg/dl 및 180mg/dl 포도당농도를 5번의 반복 측정결과를 보여주고 있다. 저농도에서 고농도에 걸쳐 전체적인 에러범위가 약±5%정도로 우수한 측정결과를 보이고 있다. 이때 사용한 센서는 GOD/BSA 감지막이 형성된 것이며, 측정시간은 농도별 약 2분 정도였다. 측정용액은 30mM의 완충용액을 사용하였다.

IV. 결 론

실리콘질화막을 수소이온 감지막으로 갖는 pH-ISFET를 집적회로 공정기술로써 제조하고 백금 액츄에이터를 사진식각기술중에 lift-off법으로 게이트 주위에 형성시켰다. 또한 GOD막을 글루탈알데히드를 이용한 화학적 가교화방법으로 형성하여 ISFET 포도당센서를 제작하였다. 새롭게 고안한 백금 액츄에이터를 이용하는 전류법적 액츄에이팅법을 ISFET 포도당센서에 도입함으로써 센서의 감도 및 반응속도를 개선할 수 있었다. 또한 측정 초기에 센서의 기준선을 확인한 후, 백금 액츄에이터에 전압을 인가하여 H_2O_2 의 전기분해에 의한 신호만을 검출하는 차감법을 사용함으로써 포도당 센서의 심각한 문제점인 드리프트 영향을 배제시킬 수 있었다.

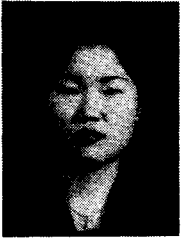
백금 전극 액츄에이션과 기준선의 확인 측정법에 바탕을 둔 휴대용 포도당 측정기를 개발하였다. 혈액 완충농도와 동일한 30mM의 인산완충용액에서 센서의 응답특성을 측정한 결과 36-360mg/dl 범위의 충분한 동작영역을 가졌으며, ±5%이내의 낮은 에러를 갖는 우수한 결과를 얻을 수 있었다. 개발된 포도당 측정기는 흐름장치가 필요치 않는 휴대용 계기로써 혈당계 뿐만 아니라 화학분석, 식품 등 다른 산업에서도 그 응용할 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] 손 병기, "감이온 전장효과 트랜지스터," 대한전자공학회지, Vol.18, pp.22-29, 1981.
- [2] D. wise, "Applied biosensors," Butterworths, pp.93-114, 1989.
- [3] E. Tamiya, I. Karube, S. Hattori, M. Suzuki and K. Yokoyama, "Micro glucose sensors using electron mediators immobilized on a polypyrrole-modified electrode," Sensors and Actuators, Vol.18, pp.297-307, 1989.
- [4] 김창수, 권대혁, 조병욱, 손병기 "Sol-Gel법으로 형성한 Ta_2O_5 게이트 ISFET의 pH 드리프트 특성," 센서학회지, Vol.5, No 2, pp.1-6, 1996.
- [5] C. S. Kim, S. K. Lee, H. I. Seo and B. K. Sohn "High performance ISFET glucose sensor by employing electrolysis of hydrogen peroxide," Transducer'93, pp.502-504, 1993.
- [6] C. S. Kim, H. I. Seo, C. H. Lee, and B. K. Shon, "Miniaturized ISFET glucose sensor including a new structure actuation system," Transducer'97, pp.911-914, 1997.
- [7] B. W. Cho, C. S. Kim, D. H. Kwon and B. K. Sohn "ISFET glucose and sucrose sensors by using platinum electrode and photo-crosslinkable polymers," Sensors and Actuators B, Vol.41, pp.7-11, 1997.
- [8] 손병기, 조진호, 최평, "FET형 반도체 센서 및 시스템 개발," 센서기술연구소, pp.109-111, 1997.
- [9] B. K. Sohn, C. S. Kim, "A new pH-ISFET based dissolved oxygen sensor by employing electrolysis of oxygen," Sensors and Actuators B, Vol.34, pp.435-440, 1996.
- [10] W. Sansen "Microchemical devices," Biosensors, pp.108-118, 1992.
- [11] B. Van der Schoot, "ISFET-based enzyme sensor," Biosensors, Vol.3, pp.161-186, 1987.
- [12] S. Wolf, "Silicon processing," Vol.1, pp.420-423, 1986.A
- [13] A. Shul'ga, A. C. Sandrovsky, V. I. Strikha, A. P. Soldatkin, N. F. Starodub and A. V. El'skaya, "Overall characteristics of ISFET-

based glucose sensor," Sensors & Actuators B,
Vol.10, pp.41-46, 1992.

著 者 紹 介



이 채 향

1973년 2월 28일생. 1996년 효성가
특립대 물리학과 졸업 (이학학사),
1998년 경북대 대학원 센서공학과
졸업 (공학석사), 주관심 분야 : 화
학센서, 반도체센서 제조.

최 상 복

『센서학회지 제6권 제2호』 논문97-6-2-07, p.131 참조.
현재 경북대 센서공학과 석사과정.



이 영 철

1971년 9월 17일생. 1995년 경일대
전자공학과 졸업 (공학사), 1998년
경북대 대학원 센서공학과 졸업
(공학석사), 현재 동 대학원 전자
공학과 반도체 전공 박사과정. 주
관심분야 : 반도체 공정, 화학센서,

센서 제조, 마이크로머시닝.

서 화 일

『센서학회지 제1권 제1호』 논문92-08, p.101 참조.
현재 한국 기술교육대 부교수

손 병 기

『센서학회지 제1권 제1호』 논문92-08, p.101 참조.
현재 경북대 전자·전기공학부 교수, 센서기술연구소
소장