

논문 93-06

폴리우레탄을 이용한 ISFET 요소센서의 제작 및 특성

崔誠文*, 孫炳基**, 金宜洛*

Fabrication and Characteristics of ISFET Urea Sensor Using Polyurethane

Sung Moon Choi, Byung Ki Sohn, and Ui Rak Kim

요 약

ISFET 요소센서는 pH-ISFET의 수소이온 감지막인 Si_3N_4 막 위에 요소의 분해 효소인 urease를 항혈전성 및 생체적합성이 우수한 고분자물질인 폴리우레탄을 이용하여 고정화하였다. 제작된 센서는 3~5분의 빠른 응답 특성과 우수한 반복성을 보였으며, 약 1~50 mg/dl의 요소농도를 결정할 수 있었다. 또한 임상적용을 위한 연구로서 혈장속의 요소농도를 측정하여 현재 실용되고 있는 Urease-Indophenol법의 결과와 비교하였다.

Abstract

An ISFET urea sensor was fabricated by immobilizing the urease using polyurethane on the H^+ sensing Si_3N_4 thin film of pH-ISFET. The sensor could determine the urea concentration 1~50 mg/dl with fast response of 3~5 min. and good repeatability. For its application to clinical analysis, the results of the urea measurements in blood plasma using ISFET urea sensor were compared with these of conventional Urease-Indophenol method.

I. 서 론

바이오센서(biosensor)^[1,2]는 센서 자체의 특이성, 간편성, 미량성 그리고 측정물질을 복잡한 분해과정을 거치지 않고 직접 측정할 수 있다는 장점 때문에 생체 관련물질을 연구하는 기초과학 연구뿐만 아니라 의료진단용으로의 사용이 가능하다. 의료진단용으로 실용화하기 위하여 기능면에서 선택적이면서 고감도의 화학성분 인식기능과 구조면에서 소형, 경량화 및 복합화 그리고, 실용면에서 안정성 및 생체적합성(biocompatibility)이 요구된다.

바이오센서의 구성은 측정하고자 하는 생체관련물질과 직접 반응하여 물리적 또는 화학적 변화를 발생시키는 생체기능성막과 이 변화를 전기신호로 변환시키는 변환기(transducer)로 구성되어 있다. 본 연구에서는 생체기능성막으로서 효소고정화막을, 그리고 변환기로서 pH-ISFET(ion-sensitive field-effect transistor)^[3,4]을 사용하였다. pH-ISFET는 ISE(ion-selective electrode)^[5,6]의 이온감지 특성과 MISFET(metal-insulator-semiconductor field-effect transistor)^[7]의 전장효과의 원리를 결합한 반도체 이온센서로서, 소형화, 규격화 및 대량생산이 가능하며, 극소형이면서 빠른 응답속도를 갖고 있기 때문에 기존의 이온선택성전극을 사용하기 어려운 생체내의 물질을 직접 측정하기에 매우 편리한 형태의 이온센서이다. 현재는 이온센서 뿐만 아니라 효소와 미생물을 ISFET에 고정화하여 여러가지 생체관련물질을 측정하는 ISFET 바이오센서^[8,9]로 그 응용 범위를 확대해 나가고 있다. 본 연구에서는 혈액 중에 존재하는 요소의 임상학적

* 正會員 : 啓明大學校 化學科
(Dept. of Chemistry, Keimyung Univ.)

** 正會員 : 慶北大學校 電子工學科
(Dept. of Electronics, Kyungpook Nat'l Univ.)
<접수일자 : 1993년 3월 4일>

※ 본 연구는 1992년도 센서기술연구소의 연구비 지원으로 수행되었음.

적용을 위한 연구로서 요소를 분해하는 효소인 urease와 항혈전성(antithrombogenesis) 및 생체적합성이 우수한 고분자 물질인 폴리우레탄^[10-12]을 이용하여 ISFET 요소센서를 제작하고, 그 특성을 조사하였으며, 정상인의 혈액에서 분리한 혈장(blood plasma)을 이용하여 혈장 중에 존재하는 요소의 양을 측정하여 현재 병원에서 임상검사시 이용하는 분광광도법(Urease-Indophenol method)^[13,14]과 비교하였다.

II. 원 리

pH-ISFET을 이용한 바이오센서는 그림 1과 같이 pH-ISFET의 이온감지막 위에 특정 생체물질과 특이하게 반응하는 생체기능성막을 형성시킴으로서 제조된다. 이 바이오센서가 기질(substrate)이 포함된 용액 속에 들어가면 용액 중의 기질이 생체 기능성막과 화학적 반응을 일으켜 생성물이 생성되는데 이것을 pH-ISFET가 감지하여 전기적 신호로 바꾸어 준다. 그 생성물의 농도는 곧 기질의 농도에 비례하므로 pH-ISFET 출력은 기질의 농도에 따라서 변한다.

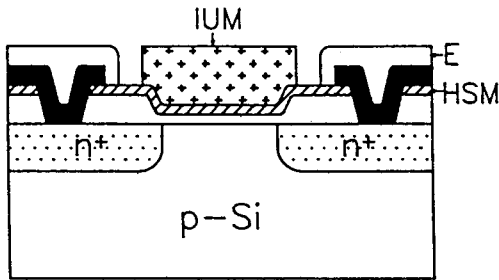


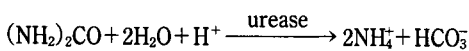
그림 1. ISFET 요소센서의 단면도

IUM : urease 고정화막, E : 절연체, HSM : 수소이온 감지막

Fig. 1. Cross-sectional structure of the ISFET urea sensor.

IUM : immobilized urease membrane, E : encapsulant, HSM : hydrogen ion sensing membrane.

ISFET 요소센서의 경우, urease를 포함하는 효소 고정화막 내로 용액 내의 요소가 확산해 들어가면 다음과 같은 반응이 일어난다.



즉, 수소이온의 농도가 줄어들게 되어 효소 고정화막 내의 pH값이 증가되는데 이를 바탕으로인 pH-ISFET가 감지하므로 용액내의 요소농도를 측정 할 수 있다.

III. 실 험

1. 시약 및 기기

폴리우레탄(PU)은 Dow Chemical Co.의 pellethane 2663-80AE pellet을 사용하였으며, 폴리우레탄의 용매인 디메틸아세트아미드(DMAC), Urease(EC 3.5.1.5, from Jack Beans, 530U/mg)와 urea는 Sigma Chemical Co., 물은 탈염된 2차 증류수를 사용하였다.

고정화막의 두께와 막 표면의 균일성을 위하여 Spinner로서는 Kyowa Riken Co.(Japan)의 K-359SD-1을 이용하였으며, 형성된 막의 두께 측정을 위한 α -step은 Tencor Instrument(U.S.A)의 10-00510 alpha-step 100을 사용하였다. ISFET 칩을 aluminum plate와 결선하기 위한 Wire-Bonder는 Xebex Co.의 ZB-202-L을, 항온장치(Thermostat)는 VWR Scientific의 VWR 1165를, pH 미터는 Orion Expandable ion analyzer EA940을 사용하였으며, 측정에 이용한 기기로서 Hewlett Packard 3465A Digital Multi-meter와 Phillips Co. PM 8252 A Y-t Recorder를 이용하였으며, Ag/AgCl 기준전극과 측정 회로는 자체 제작하였다.

2. ISFET 요소센서의 제작

그림 2는 ISFET 요소센서의 제작공정을 나타낸 순서도이다. 제조된 pH-ISFET 칩^[15]을 헤드 위에 장착하고 칩위의 전극과 헤드를 결선하였다. pH-ISFET의 전극부분을 용액으로부터 절연(encapsulation)시키고 효소고정화막이 형성될 micro pool을 만들기 위해 게이트 영역을 제외한 모든 부분을 실리콘 고무로 절연한 후, 바탕소자인 pH-ISFET의 수소이온 감도를 증대시키기 위하여 50 : 1 HF용액에 담구어 표면처리^[16]하였다.

폴리우레탄의 디메틸아세트아미드 용액[6% (w/v %)] 1 ml에 urease 10 mg을 가하여 voltex-mixer로 완전히 혼합한 후, 이 용액 1 μ 를 pH-ISFET의 gate 위에 떨어뜨렸다. 효소막의 두께를 일정하게 만들기 위하여 pH-ISFET 칩을 2500 rpm에서 20초간

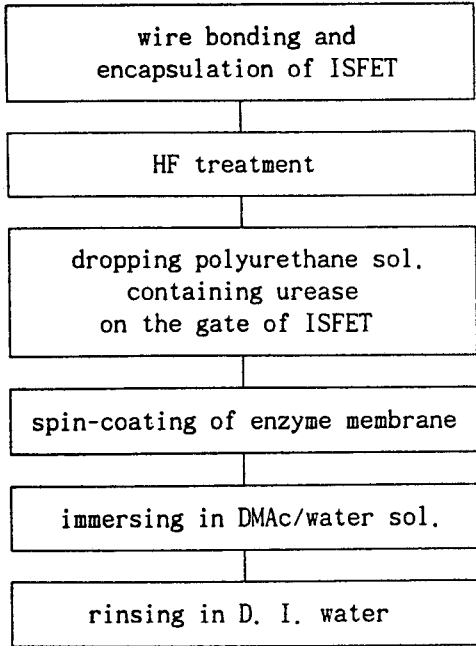


그림 2. 폴리우레탄을 이용한 효소 고정화막의 제조 방법에 대한 순서도

Fig. 2. Sequences for fabrication method of the immobilized enzyme membrane using the polyurethane.

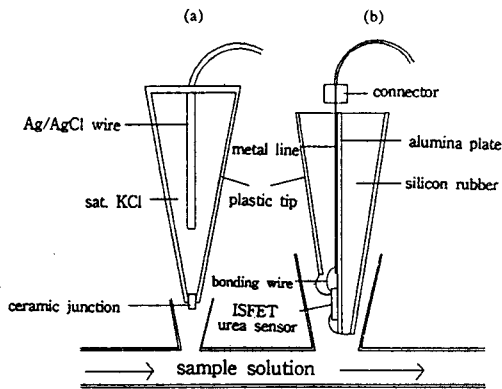


그림 3. 센서 프로브의 측정단의 단면도 (a) 기준전극, (b) ISFET 요소센서

Fig. 3. Cross-sectional structure of the sensor probe. (a) reference electrode, (b) ISFET urea sensor.

회전 도포하여 효소막의 표면을 균일하게 만들었다. 70% DMAc/water (v/v%) 용액에 ISFET 칩을 1시간

동안 담구어 ISFET gate 부분의 효소 고정화막을 완전히 응고(coagulation) 시킨 후, 이것을 원뿔 테이퍼(taper) 형태의 플라스틱 팁에 삽입하여 epoxy로 고정하였다. 그림 3은 제작된 요소센서 프로브의 측정단의 단면도이다. (a)는 용액 내의 전위를 일정하게 유지시키기 위하여 사용한 Ag/AgCl 기준전극이며, (b)는 본 실험에서 이용한 ISFET 요소센서를 나타낸다. 완성된 소자를 합성생리수(pH 7.4, 9.5mM 인산완충용액, 이온강도=0.1652)^[17]용액에 담구어 4°C 냉장고에 보관 사용하였다.

3. 측정방법

그림 4는 측정 시스템의 개략도를 나타낸 것이다. 모든 측정은 flow system을 이용하였으며, 용액의 온도는 항온조를 이용하여 인체와 같은 36°C를 유지시켰다.

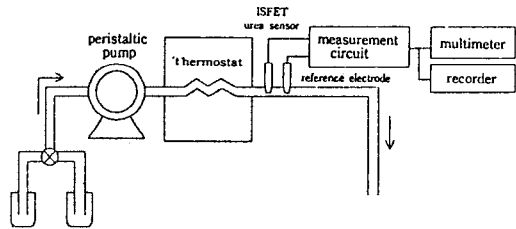


그림 4. 측정 시스템의 개략도

Fig. 4. Schematic diagram of measurement set.

측정에 사용한 용액은 인체의 혈액과 유사한 합성생리수를 사용하여 각 농도의 요소 표준용액을 제조하였다. 요소센서를 측정장치에 장착한 후, 요소 표준용액과 합성생리수를 연동펌프(peristaltic pump)를 사용하여 33cm/min.의 유속으로 용액을 교대로 흘려 보내어, 출력전압의 변화를 디지털 전압계와 Y-t recorder로 측정한다. 하나의 표준 요소용액을 측정한 후, 합성생리수를 가하여 소자의 출력이 원래의 전압으로 되돌아오면, 다른 농도의 표준 요소용액을 흘리는 방법으로 측정하였다.

그림 7은 측정 회로를 나타낸 것이다. ISFET의 I_{DS} (소오스와 드레인 사이의 전류)와 V_{DS} (소오스와 드레인 사이의 전위차)를 일정하게 고정시켜, V_{RS} (소오스에 대한 기준전극전압)의 변화분 ΔV_{RS} 를 측정하는

회로를 나타낸 것이다. 정전류원 CC1으로 I_{DS} 를 고정시키고, CC2(I_e)와 R_e 로 V_{DS} 를 고정시키면, 주어진 I_{DS} , V_{DS} 값에 의하여 V_{RS} 가 결정되어져 ISFET의 동작점이 정해진다. I_{DS} , V_{DS} 그리고 기준전극전압이 고정되어 있으므로, pH 변화에 의한 Si_3N_4 표면의 전기화학적 전위 변화분은 그대로 소오스전압의 변화분 ΔV_{RS} 가 되어, 순수한 전기화학적 전위변화분만을 검출할 수 있다.

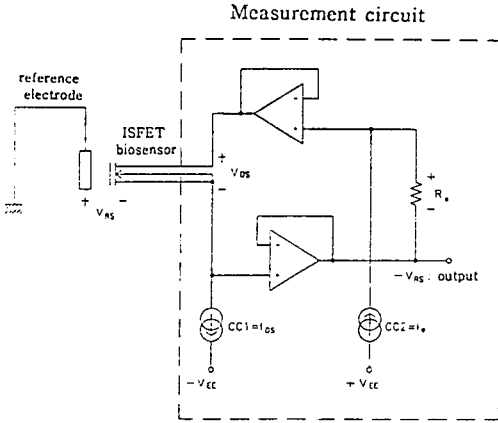


그림 5. 측정 회로의 계략도
Fig. 5. Schematic diagram of measurement circuits.

VI. 결과 및 고찰

그림 6(a)는 설계된 pH-ISFET칩의 layout이다. 칩의 크기는 $0.8 \times 1.4 \text{ mm}^2$ 이고, 게이트는 $20 \times 300 \mu\text{m}^2$ 이다. (b)는 제조된 ISFET 칩의 게이트 영역에 urease 고정화막이 형성된 사진이다.

1. urease 고정화막 형성 전, 후의 pH-ISFET의 감응 특성

pH-ISFET gate위에 urease 고정화막을 형성하기 전과 형성한 후(막의 두께 $25 \sim 30 \mu\text{m}$)의 pH 감응 특성을 그림 7에 나타내었다. pH-ISFET의 감도는 약 $56 \sim 58 \text{ mV/pH}$ 로서, 25°C 에서의 이론값인 59.1 mV/pH 에 매우 가까운 특성을 가지고 있으며, urease 고정화막 형성후의 pH 감응특성과 비교해 볼 때, urease 고정화막은 pH-ISFET의 pH 감응특성에 영향을 주지 않는 것으로 나타났다. 그러나 응답시간은 urease 고정화막 형성 이전에 비하여 약 2~3분 더 소요되었

으며, 이것은 수소이온이 urease 고정화막 내로 확산해 들어가는 데 소요되는 시간으로 생각된다.

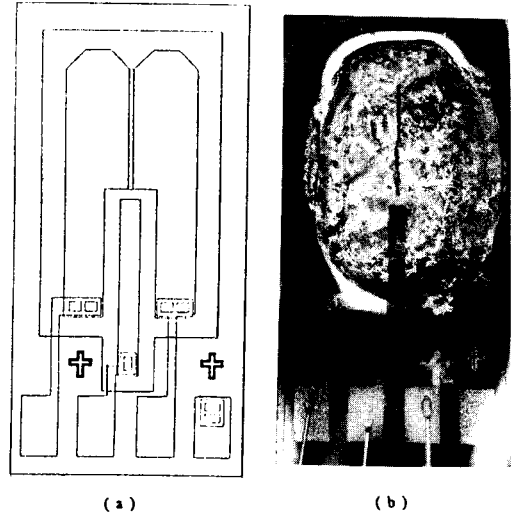


그림 6. (a) pH-ISFET 칩의 layout과 등가회로
(b) urease 고정화막이 형성된 모습
Fig. 6. (a) Layout of the pH-ISFET chip and its equivalent circuit.
(b) Photograph of the urease membrane on the ISFET chip.

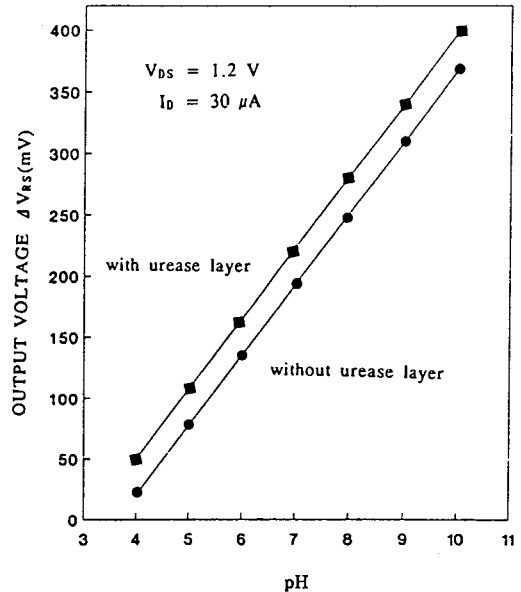


그림 7. urease 고정화막 형성전, 후의 pH 감응특성
Fig. 7. pH response characteristics of pH-ISFET with and without the urease layer.

2. pH에 의한 영향

합성생리수로서 요소표준용액 10 mg/dl를 제조하고, 본 연구에서 제작한 ISFET 요소센서를 사용하여 요소 표준용액의 pH변화에 따른 요소센서의 출력 전압을 조사하였다. pH는 7.0, 7.2, 7.4, 7.6, 7.8 범위로 변화시키면서 요소센서의 응답특성을 조사하여 그림 8에 나타내었다. 그 결과, pH 7.4에서 가장 좋은 감응특성을 나타내었으며, 상대적으로 pH 7.0, 7.8에서는 낮은 감응특성을 나타냄을 알 수 있었다. 이때의 측정온도는 항온조를 이용하여 36°C로 고정시켰다.

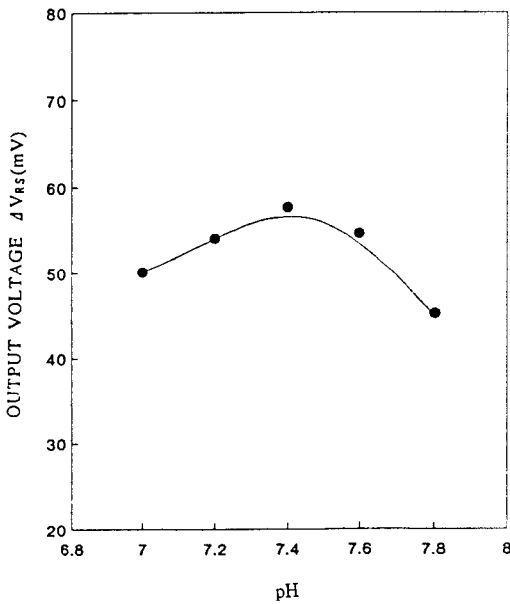


그림 8. pH 변화에 따른 센서의 출력 전압
Fig. 8. Output voltages according to effect of the pHs on the ISFET urea sensor.

3. 온도에 의한 영향

모든 효소는 그 활성도(activity)가 최대가 되는 최적 온도를 가지고 있다. 그림 9는 10 mg/dl 요소 표준용액의 온도 변화에 따른 ISFET 요소센서의 출력 전압을 나타낸 것으로, 온도는 24°C, 28°C, 32°C, 36°C, 40°C범위까지 5가지 영역에서 측정하였다. 그 결과, 온도에 따른 출력전압은 큰 차이를 보이지 않으나,

온도가 높아짐에 따라 출력전압은 직선적으로 감소함을 알 수 있었다. urease의 경우 측정 온도가 낮은 경우 더 좋은 활성을 나타내었으며, 이전의 glutaldehyde를 이용하여 urease를 고정화한 방법의 결과 [18]와 비교할 때 유사한 결과를 얻을 수 있었다. 그러나 본 연구에서는 임상적용을 위한 실험이므로, 36°C 보다 24°C가 더 높은 출력전압을 나타내지만, 모든 연구의 측정 온도는 인체와 같은 36°C로 고정화하여 실험을 하였다.

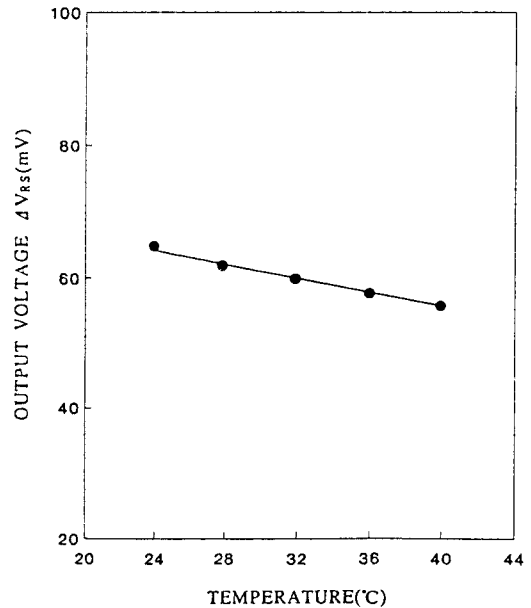


그림 9. 온도 변화에 따른 센서의 출력 전압
Fig. 9. Output voltages according to effect of the temperatures on the ISFET urea sensor.

4. 요소의 검정곡선

그림 10의 (a)는 여러가지 요소표준용액에 대한 요소센서의 응답특성을 나타낸 것으로, 센서의 감응 시간은 요소농도에 따라 조금씩 차이를 보이나 약 3~5분 후에 평형상태에 도달하였다. (b)는 각각의 요소 표준용액에 따른 출력전압을 이용하여 검정곡선으로 나타낸 것이다. 센서의 정량범위는 1~50 mg/dl로서, 실제 정상인의 혈액 내에 존재하는 요소의 양^[14]은 8~15 mg/dl이므로, 본 연구에서 제조한 요소센서로서 임상적용에 충분히 이용 가능하리라 생각된다.

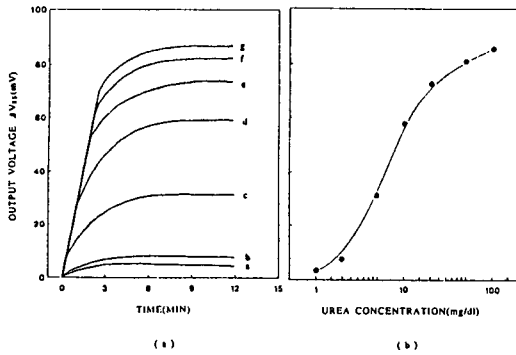


그림 10. (a) 여러가지 요소 표준용액에 대한 요소 센서의 응답특성
(b) 여러가지 요소 표준용액에 대한 요소의 검정곡선

Fig. 10. (a) Typical response curves of the sensor for urea solutions. Urea concentrations were: a, 1; b, 2; c, 5; d, 10; e, 20; f, 50; g, 100 mg/dl.
(b) A calibration graph for urea determination with the sensor.

5. 측정의 반복성

그림 11은 36°C에서 요소표준용액 10 mg/dl와 합성생리수를 실험 3의 측정방법에 따라 교대로 흘려주면서 측정하였을 때, 측정횟수에 따른 출력 전압의 변화를 조사하였다. 30회 이상 측정하여도, 출력전압과 감응시간의 변화는 거의 없었으며, 이러한 결과로서 폴리우레탄을 이용한 urease의 고정화 방법은 이제까지의 다른 고정화 방법^[19]과 비교하여 유사한 안정성 및 출력전압을 얻을 수 있었다.

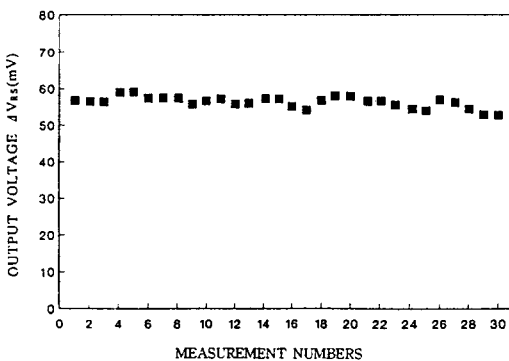


그림 11. 측정횟수에 따른 출력 전압의 변화
Fig. 11. Changes of output voltages depending on measurement numbers.

6. 분광광도법과 비교

제조된 센서로서 실제 혈액 내의 요소농도를 측정하기 위하여 정상인의 혈액에 항응고제인 CPDA(citrate phosphate dextrose adenine)를 첨가하고, 원심분리하여 혈장과 혈구로 분리한 다음에 혈장을 이용하였다. 동일한 혈장을 6회 반복하여 측정하였으며 (sample 1~6), 또한 혈장을 합성생리수로 4배 묽혀 (sample 7~12) pH를 7.4로 일정하게 만든 후, 동시에 현재 병원에서 임상검사시 이용되고 있는 요소 측정용 진단 시약과 분광광도계를 이용하여 Urease-Indophenol법^[14]으로의 결과와 비교하였다. 표 1은 두 방법에 의한 측정치를 비교한 것으로서 현재 실용되고 있는 분광광도법도 동일한 검체에 대하여 약간의 오차를 포함하고 있는 것을 볼 수 있으며, 본 실험에서 제작된 ISFET 요소센서로 유사한 결과를 얻을 수 있었다. 또한 분광광도법은 장비 및 진단시약의 값이 비쌌뿐만 아니라 환자의 혈액을 채취하여 전처리 과정을 거쳐야 한다는 단점이 있지만, ISFET을 이용한 요소센서는 집적회로 제조공정을 통하여 대량생산이 가능하여 경제성이 좋으며, 극소형, 초경량으로서 향후 임상 연구를 통하여 전처리 과정없이 생체 삽입이 가능하리라 기대된다.

표 1. ISFET 요소센서와 Urease-Indophenol법의 결과 비교

Table 1. The comparison between the results of the ISFET urea sensor and Urea-Indophenol method^{a)}

Sample	Urea found(mg/dl)		Difference (mg/dl)
	ISFET urea sensor	Urease-Indophenol method	
1	16.3	17.4	1.1
2	15.0	14.6	-0.4
3	10.7	12.2	1.5
4	17.0	18.7	1.7
5	14.8	14.3	-0.5
6	9.3	10.7	-1.4
7	2.5	3.1	0.6
8	2.7	2.8	0.1
9	3.0	2.8	-0.2
10	3.4	4.6	1.2
11	4.4	4.9	0.5
12	4.7	5.1	0.4

a) The buffer used was a physiological phosphate buffer,^[17] pH 7.4, consisting of 137mM NaCl, 2.7 mM KCl, 8.0mM Na₂HPO₄, and 1.5mM KH₂PO₄.

IV. 결 론

반도체 이온센서인 pH-ISFET의 수소이온 감지막 위에 항혈전성과 생체적 합성이 우수한 고분자 물질인 폴리우레탄을 이용하여 urease 고정화막을 형성시켜 ISFET 요소센서를 제작하고, 그 감지특성을 조사하였다. 그 결과, 제조된 센서는 1~50 mg/dl의 요소 농도를 정량할 수 있었으며, 3~5분의 감응시간과 우수한 재현성을 나타내었으며, pH 7.4, 온도 24°C 일 때, 좋은 감응을 나타내었다. 또한 정상인의 혈장을 이용하여 요소농도를 측정된 결과와 병원에서 사용되고 있는 Urease-Indophenol법과 비교하여 유사한 측정치를 얻었다. 따라서 본 연구에서 제작한 ISFET 요소센서를 임상분야에 적용하여 사용할 경우 그 가능성이 높을 것으로 기대된다.

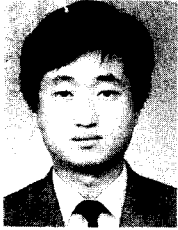
참 고 문 헌

- [1] A.P.F Turner, I. Karube, and G.S. Wilson, *Biosensors : Fundamentals and Applications*, Oxford University Press, New York, p. 617, 1987.
- [2] A.E.G Cass, *Biosensors : A Practical Approach*, IRL Press, New York, p. 171, 1990.
- [3] P. Bergveld, "Development of an Ion-Sensitive Solid-State Device for Neurophysiological Measurement," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BMB-17, pp. 70-71, 1970.
- [4] W. Gui-Hua, Y. Dun and S. Yu-De, "pH-ISFET Used as a Detector in a Flow Injection Titration System," *Sensors and Actuators*, vol. 19, pp. 41-52, 1989.
- [5] G.G. Guilbault and J. G. Montalvo, "An Enzyme Electrode for the Substrate Urea," *J. Amer. Chem. Soc.*, vol. 92, no. 8, pp. 2533-2538, 1970.
- [6] M.E. Collison, G.V. Aebli, J. Petty and M.E. Meyerhoff, "Potentiometric Combination Ion/Carbon Dioxide Sensors for in Vitro and in Vivo Blood Measurements," *Anal. Chem.*, vol. 61, no. 21, pp. 2365-2372, 1989.
- [7] W. Gopel, J. Hesse, J.N. Zemel, *Sensors : Chemical and Biochemical Sensors, Part 1*, VCH Press, Weinheim, pp. 469-473, 1991.
- [8] Y. Miyahara and T. Morizumi, "Integrated Enzyme FETs for Simultaneous Detections of Urea and Glucose," *Sensors and Actuators*, vol. 7, pp. 1-10, 1985.
- [9] Y. Hanazato, M. Nakako, and S. Shiono, "Multi-Enzyme Electrode Using Hydrogen-Ion-Sensitive Field Effect Transistors," *IEEE Trans. Electron Devices*, vol. ED-33, no. 1, pp. 47-51, 1986.
- [10] R. Hintsche, G. Neumann, I. Dransfeld, G. Kampfrath, B. Hoffmann, and F. Scheller, "Polyurethane Enzyme Membranes for Chip Biosensor," *Anal. Lett.*, vol. 22, no. 9, pp. 2175-2190, 1989.
- [11] I. Dransfeld, R. Hintsche, W. Moritz, M.T. Pham, W. Hoffmann, and J. Hueller, "Biosensors for Glucose and Lactate using Fluoride Ion Sensitive Field Effect Transistors," *ibid.*, vol. 23, no. 3, pp. 437-450, 1990.
- [12] 김영하, 정서영, 첨단 의료 기술 개발 : 소구경 인공혈관 개발에 관한 연구, 과학기술처 연구 보고서, 1991.
- [13] 李昌圭, 臨床化學(理論과 實際), 大學書林, pp. 365-366, 1985.
- [14] 李貴寧, 金辰圭, 臨床化學, 醫學文化社, pp. 67-71, 747-790, 1988.
- [15] 崔誠文, 金昶秀, 南東鉉, 孫炳基, 金宜洛, 'PVA-SbQ 고분자 물질을 이용한 ISFET 尿素 센서,' 大韓化學會誌, 제34권, 제4호, pp. 496-503, 1992.
- [16] 서화일, 권대혁, 이종현, 손병기, "ISFET 이온 감지기구의 Site Binding 모형 확장과 그 Si₃N₄ 수소이온 감지막에의 적용," 電子工學會 論文誌, 제25권, 제11호, pp. 85-93, 1988.
- [17] G. Palleschi, M.A. Nabirani, G.J. Lubrano, J.N. Ngwainhi, and G.G. Guilbault, "A Study of Interferences in Glucose Measurements in Blood by Hydrogen Peroxide Based Glucose Probes," *Anal. Biochem.*, vol. 159, pp. 114-121, 1986.
- [18] 金昶秀, "尿素 및 葡萄糖 測定用 ISFET 多技能

바이오센서,”慶北大學校 大學院 碩士學位論文, p.37, 1990.

[19] 孫炳基 외, “반도체 요소/포도당 센서 개발,” 과학기술처 최종 연구 보고서, p.325, p.336, 1991.

著 者 紹 介



崔 誠 文

1963년 8월 9일생. 1986년 2월 계명대학교 화학과 졸업(이학사). 1988년 2월 계명대학교 대학원 화학과 졸업(이학석사). 1988년 3월~현재 계명대학교 대학원 박사과정 재학중. 1992년 3월~1993년 2월 센서기술연구소 연구원. 주관심분야 : 이온, 바이오 센서 및 BOD 센서 등임.

孫 炳 基 : 논문 93-05, p.40 참조.

현재 경북대학교 전자공학과 교수.



金 宜 洛

1939년 5월 30일생. 1964년 2월 동국대학교 화학과 졸업(이학사). 1975년 2월 가톨릭 의과대학 생화학과 졸업(의학박사). 1976년 2월 동국대학교 대학원 화학과 졸업(이학박사). 1976년 3월~1978년 2월 미국 UTAH 대학 Post Doc. 1978년 3월~현재 계명대학교 화학과 교수. 주관심분야 : 이온, 바이오 센서 및 BOD 센서 등임.