

## 암모늄선택성 전극을 이용한 요소센서의 오차보정에 관한 연구

金泳魯 · 申斗淳 · 金昌龍<sup>†</sup> · 申宰昊<sup>†</sup> · 南學鉉<sup>†</sup> · 車根植<sup>†</sup>

고려대학교 이과대학 화학과

<sup>†</sup>광운대학교 이과대학 화학과 · 기초과학연구소

(1995. 8. 4 접수)

## Correcting Errors Associated with Blood Urea Measurements Employing Nonactin-Doped Ammonium-Selective Electrodes

Young No Kim, Doo Soon Shin, Chang Yong Kim<sup>†</sup>, Jae Ho Shin<sup>†</sup>,  
Hakhyun Nam<sup>†</sup>, and Geun Sig Cha<sup>†</sup>

Department of Chemistry, Korea University, Seoul 136-075, Korea

<sup>†</sup>Department of Chemistry and Research Institute of  
Basic Science, Kwangwoon University, Seoul 139-701, Korea

(Received August 4, 1995)

**요 약.** Nonactin을 이온운반체로 사용한 암모늄선택성 전극막 위에 urease를 고정시킨 형태의 요소센서는 혈액 중 여러가지 이온으로부터 방해작용을 받을 수 있다. 이 방해작용은 고정화된 효소반응보다는 암모늄선택성 전극막 자체의 부적합한 선택성에 기인한 것이며 본 연구에서는 혈액 중의 요소를 측정할 경우 이들 방해이온에 의해 발생된 오차를 보정하고자 하였다. 이를 위해 혈액 속에 각 방해이온의 정상 평균농도를 포함하고 있는 용액을 검정용액으로 사용하여 이들 방해이온으로부터의 오차를 감소시키고자 하였다. 또한 칼륨이온선택성 전극을 부가적으로 사용하여 요소전극의 측정치를 보정하여 오차를 최소화하고자 하였다. 이와 같은 방법들에 의해 보정된 측정치의 오차는 보정하지 않았을 경우에 비해 현저히 감소함을 알 수 있었다.

**ABSTRACT.** Urea sensors, prepared by immobilizing urease on ammonium-selective membrane electrodes doped with nonactin, can show interference from several ionic species present in blood samples (*e.g.*, sodium, potassium, and endogenous ammonium ions). This interference problem does not arise from the immobilized biocatalytic reaction but rather from the innate response of the base transducer to ionic species in the sample. In this work, the use of calibrators containing adequate amounts of ionic species is examined to reduce errors caused by endogenous ionic interferences with blood urea measurements. Simultaneous measurements of the interfering species with additional sensors and subsequent substractions of these values from the urea electrode signals are also described. It is shown that the use of a potassium-selective electrode with an adequate calibrator system greatly enhances the accuracy of the urea sensor measurements.

### 서 론

다양한 생체물질의 측정을 위하여 개발된 바이오센서(biosensor)는 생체관련분야를 연구하는 기초과학 뿐 아니라 의료진단, 식품공학, 환경분석 등의

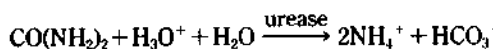
여러 분야에서 광범위하게 응용되어 왔다.<sup>1,2</sup> 바이오센서의 구성은 측정하고자 하는 생체물질과 직접 반응하여 물리적 또는 화학적 변화를 발생시키는 생체기능부와 이 변화를 다양한 신호로 변환시키는

변환부(transducer)로 이루어져 있다. 생체기능부의 생체활성 물질로는 효소, 항체, 항원, 미생물, 동식물의 조직 등이 이용될 수 있고, 변환기로는 전위차법(potentiometry), 전류법(amprometry) 등의 전기화학적 감지기나 UV/Visible 분광기, 광 센서(optical sensor) 등의 분광학적 감지기가 이용될 수 있다.<sup>3</sup>

최근까지 활발히 연구가 진행되고 있는 대부분의 전위차법 바이오센서는 생체활성 물질로 효소를 사용하고, 신호변환기로는 이온선택성 전극(ion-selective electrode)을 이용한다. 이와 같은 바이오센서는 효소의 장점인 기질에 대한 반응 특이성 및 우수한 재현성과 이온선택성 전극의 장점인 제작상의 간편화, 빠른 감응속도, 시료의 탁도에 영향을 받지 않는 등의 특성을 동시에 갖게 된다.<sup>4,5</sup> 이와 같은 장점에도 불구하고 전위차법 바이오센서의 활용이 제한을 받아온 가장 큰 이유는 이온선택성 전극 자체의 부적합한 선택성(selectivity)에 기인한 방해작용 때문이다.<sup>6</sup>

이와 같은 방해작용을 제거하기 위해 많은 연구들이 진행되어 왔는 바 대표적인 방법으로는 검정용액(calibrator)에 방해이온들을 미리 첨가하여 검정곡선(calibration curve)을 얻는 바탕보정법(background correction method)<sup>6</sup>과 흐름계상에서 이온교환 튜브를 이용하여 미리 이온들을 제거하는 방법<sup>7,8</sup> 등이 보고되어 있다. 그러나 이러한 방법들은 보정의 정확도가 떨어지거나, 시료전처리 단계를 필요로 하는 등 측정과정이 복잡하다는 단점을 갖고 있다.

본 연구에서는 효소인 urease를 암모늄선택성 전극막 표면에 고정화시킨 요소센서를 제작하여 혈액 중의 요소(urea) 측정시 여러가지 방해이온에 의해 발생하는 오차의 보정법을 조사하였다. 요소전극은 전극표면의 urease가 혈액 중의 요소와 반응하여 암모늄이온을 생성하고, 이 때 생성된 암모늄이온을 신호변환기인 암모늄선택성 막이 감응하는 원리로 되어 있다.

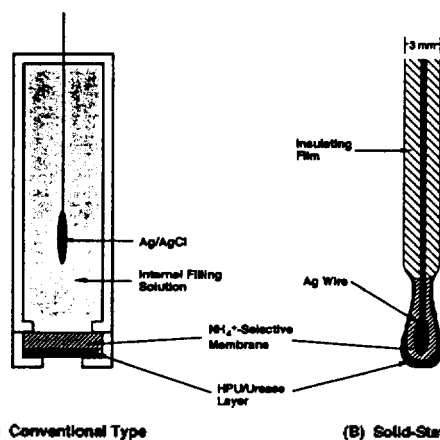


그러나 이와 같은 요소전극 역시 신호변환기로 사용된 암모늄선택성 막이 혈액 중 존재하는 이온 중에 의해 방해작용을 받게 되어 심각한 오차를 유

발하게 된다.<sup>9</sup>

이와 같은 오차의 보정을 위해 앞에서 언급한 바탕보정법은 검정용액 안에 혈액내에 존재하는 방해이온종들 각각의 평균농도를 미리 넣어주는 방법으로 간단하면서도 비교적 효과적인 방법이다. 그러나 방해이온의 존재 범위가 넓어 시료중의 실제농도가 검정용액의 농도와 크게 벗어나는 경우에 바탕보정법만을 사용해서는 만족할 만한 오차보정을 기대할 수 없다. 특히 칼륨이온과 같이 센서의 선택성이 떨어지고 혈액 중 함량도 큰 경우에는 실제 시료와 검정용액의 농도가 약간만 벗어나도 요소측정에 큰 오차를 나타낼 수 있다.

따라서 본 연구에서는 이와 같은 바탕보정법의 단점을 보완하기 위해 부가전극법(additional electrode method)을 병행하여 사용하였다. 즉 칼륨이온을 제외한 다른 이온의 방해작용은 바탕보정법을 통하여 보정해 주고, 칼륨이온에 대한 방해작용은 칼륨이온선택성 전극을 부가전극으로 사용하여 시료 중의 칼륨이온의 농도를 정확하게 측정하여 계산식으로부터 보정하는 방법이다. 이와 같은 방법은 보정의 정확도를 높일 수 있으나 부가전극의 사용으로 인한 측정 시스템의 크기가 증가한다는 단점을 갖고 있다. 이를 보완하기 위해 본 연구에서는 기존의 재래식 전극과는 달리 전극 내부에 내부 기준용액(internal filling solution)을 필요로 하지 않아 소형화에 유리한 고체상 전극(solid-state electrode)<sup>10,11</sup>을 바이오센서 제작에 이용하였다(Fig. 1 참조).



(A) Conventional Type (B) Solid-State Type  
Fig. 1. Schematic diagram of (A) conventional and (B) CWE type urea electrodes.

실 험

시 약. Tecoflex 폴리우레탄(polyurethan; SG-80A)(PU)은 Thermedics(Woburn, MA, USA), poly(vinyl chloride/vinyl acetate/vinyl alcohol; 80/5/15 wt.%, MW=40000)(PVA)은 Scientific Polymer Products(Ontario, NY, USA)사의 제품이었다. Nonactin, bis(2-ethylhexyl) adipate(DOA)는 Fluka사의 제품, urease(type C-3; from Jack Beans), valinomycin은 Sigma사의 제품을 구입하여 사용하였다. 친수성 폴리우레탄(40% water uptake)(HPU)은 Mallinckrodt Sensor System(Ann Arbor, MI, USA)으로부터 제공받았다.

그 밖에 실험에 사용된 시약들은 특급시약을 사용하였으며, 표준용액 및 완충용액의 제조를 위해서는 탈이온수(저항 18 MΩ·cm; Yamato Millipore WQ 500)를 사용하였다.

재래식 칼륨이온 및 요소선택성 전극의 제조. 칼륨이온선택성 막은 PU 52.8 mg, PVA 13.2 mg, valinomycin 2 mg, DOA 143 μL를 THF 1 mL에 녹인 액을 평평한 유리판 위에 놓여 있는 직경 22 mm의 유리관에 부어 성형하였다. 요소선택성 막의 제작을 위해서는 먼저 PU 52.8 mg, PVA 13.2 mg, nonactin 2 mg, DOA 143 mL를 THF 1 mL에 녹인 액을 직경 22 mm의 유리관에 부어 암모늄이온선택성 막을 성형한 후, 이 막 위에 효소용액(1.5 mg urease/30 μL 0.05 M sodium phosphate, pH 7.0)과 HPU 10 mg을 메탄올 250 μL와 THF 50 μL의 혼합용매에 녹인 액을 부어 효소층을 성형하였다.

위와 같은 방법으로 제작된 칼륨이온과 요소선택성 막은 직경 5.5 mm의 원형으로 잘라내어 Phillips 전극체(IS-561; Glasblaserei Moller, Zurich, Switzerland)에 장착하여 작동전극으로 사용하였으며(이 때 요소선택성 막의 경우 효소층이 시료용액을 향하도록 함), 작동전극의 내부기준용액으로는 칼륨이온선택성 전극의 경우 0.1 M KCl, 요소선택성 전극의 경우 0.1 M NH<sub>4</sub>Cl 용액이 사용되었다(Fig. 1(A) 참조).

고체상 칼륨이온 및 요소선택성 전극의 제조. 본 연구에서는 고체상 전극의 가장 간단한 형태인 coated wire electrode(CWE)를 직접 제작하여 실험하

였다. CWE는 Ag 금속선(2-cm length, 1-mm i.d.) 끝 부분의 선택성 막이 입혀질 부분을 제외한 나머지 부분을 용액에 노출되지 않도록 절연체로 감싸줌으로써 제작하였다.<sup>10</sup>

칼륨이온선택성 CWE는 앞의 재래식 칼륨이온선택성 막과 같은 조성의 성형용액에 위의 방법으로 제작된 CWE를 2~3회 담갔다 꺼내어 전극표면에 얇은 막을 입힘으로써 제작하였다. 요소선택성 CWE는 암모늄선택성 막이 입혀진 CWE를 앞의 urease/HPU 용액에 다시 2~3회 담갔다 꺼내 효소층을 입힘으로써 제작하였다(Fig. 1(B) 참조).

전위차 측정. 제작된 작동전극과 외부기준전극 사이의 전위차 측정은 자체 제작된 16채널 A/D 변환기를 통해 IBM AT형 컴퓨터로 저장되어 처리하였다. 이 때 사용된 외부 기준전극은 Orion double junction Ag/AgCl 전극(Model 90-82)이었고, 바탕 전해질로는 0.2 M Tris-HCl, pH 7.4 혹은 LiOH로 pH를 조절한 인조혈청용액(artificial serum buffer; 8.0 mM NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>, 1.5 mM Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub>, 4.3 mM KCl, 135 mM NaCl, 2.5 mM CaCl<sub>2</sub>, 0.8 mM MgCl<sub>2</sub>, 0.05 mM NH<sub>4</sub>Cl, pH 7.4)을 사용하였다. 요소선택성 막의 선택계수는 전위차대응법(matched-potential method)을 이용하여 구하였다.<sup>12</sup>

결과 및 고찰

암모늄선택성 막을 신호변환기로 이용한 요소전

Table 1. Selectivity coefficients of the urea electrode and normal levels of urea and interfering species in human serum

<i>j</i>	Selectivity coefficient, <sup>a,b</sup> log <i>k</i> <sub>urea,<sup>j</sup></sub>	Normal range, <sup>c</sup> mM
Urea	0	1.78~6.08
Ammonium	0.1	0.018~0.072
Potassium	-1.2	3.6~5.0
Sodium	-3.0	135~145
Calcium	-3.9	2.42~2.78
Magnesium	-4.6	0.65~1.05

<sup>a</sup>Values obtained in 0.2 M Tris-HCl, pH 7.4. <sup>b</sup>Determined by the matched-potential method. <sup>c</sup>In human serum.

극은 혈액 중 존재하는 이온종에 의해 방해작용을 받아 심각한 오차를 유발하게 된다. Table 1은 본 연구에서 제작한 요소선택성 전극의 요소에 대한 각종 양이온들의 선택계수(selectivity coefficient)와 혈액 중 정상 농도 범위를 나타낸 것이다. Table 1에서 볼 수 있듯이 칼슘과 마그네슘이온에 대해서는 센서의 선택성이 매우 우수하고 혈액 중 이들 이온의 함량도 적으므로 요소측정시 큰 오차를 유발하지 않음을 알 수 있다. 그러나 나트륨이온의 경우는 선택성은 우수하나 혈액 중 존재함량이 크고, 암모늄이온은 존재함량은 매우 적으나 선택성이 가장 떨어지므로 오차를 발생시킬 수 있다. 특히 칼륨이온의 경우는 센서의 선택성도 매우 떨어지고, 그 함량도 혈액 중 요소의 농도와 비슷한 농도로 존재하므로 가장 큰 오차의 원인이 된다.

이와 같은 오차의 보정을 위해 사용된 바탕보정법은 검정용액 내에 혈액 중 존재하는 주요 방해이온들을 평균농도(4.3 mM  $K^+$ , 145 mM  $Na^+$ , 0.05 mM  $NH_4^+$ , 2.5 mM  $Ca^{2+}$ , 0.8 mM  $Mg^{2+}$ )로 고정시킴으로서 요소센서의 방해이온에 의한 오차를 어느 정도 상쇄하는 방법이다. 따라서 이 방법의 경우 요소선택성 전극의 검정곡선은 평균농도의 방해이온을 포함하고 있는 용액 즉, 인조혈청용액을 바탕용액으로 사용하여 얻는다. 이와 같은 바탕보정법은

추가적인 장치나 측정상의 복잡함 없이 요소전극만을 이용한다는 장점을 갖고 있기는 하지만 실제 혈액시료에서 방해이온들이 모두 일정한 농도로 고정되어 있는 것이 아니기 때문에 오차보정에는 한계가 있다. 특히 요소센서의 선택계수가 떨어지고 그 혈액 중 정상농도 영역이 비교적 넓은 칼륨이온의 경우 실제 시료의 농도가 검정용액에 넣어준 농도에서 약간만 벗어나도 큰 오차를 유발할 가능성이 매우 높을 것으로 생각된다.

Table 2에는 요소측정시 방해이온을 가하지 않은 일반 검정용액을 사용한 경우, 즉 전혀 보정하지 않았을 때(without correction)와 바탕보정법만으로 보정 하였을 때(corrected value I), 그리고 바탕보정법과 칼륨이온선택성 전극을 사용한 부가전극법을 병행하였을 때(corrected value II) 각각의 오차보정의 효율을 비교하였다. 이때 사용된 시료의 칼륨이온(potassium level)과 요소의 농도(reference level)는 혈액 중 정상범위 내에서 임의로 조절하였다. 표에서도 볼 수 있듯이 요소측정시 바탕보정법만을 사용하여도 보정을 하지 않았을 때에 비해 평균 측정 오차를 크게 감소시킬 수가 있다(without correction: 31.1%, corrected value I: 13.7%). 특히 시료 중 칼륨이온의 농도가 검정용액 안에 넣어 준 농도(4.3 mM)와 비슷한 경우(시료 C1, F1, I1)에는 비교적

Table 2. Results of urea measurements employing the background correction method with or without the potassium-selective electrode

Sample <sup>a</sup>	Urea concentration, mM								
	No.	potassium level, mM	Reference value	Without correction	Error %	Corrected value I <sup>b</sup>	Error %	Corrected value II <sup>c</sup>	Error %
A1	1	2.0	2.6 <sup>d</sup>	30.0	1.4	30.0	2.0	0.0	
B1	3	2.0	2.8	40.0	1.8	10.0	2.0	0.0	
C1	5	2.0	3.0	50.0	2.1	5.0	2.0	0.0	
D1	1	4.0	4.8	20.0	3.0	25.0	4.0	0.0	
E1	3	4.0	5.1	27.5	3.6	10.0	4.1	2.5	
F1	5	4.0	5.3	32.5	4.3	7.5	4.2	5.0	
G1	1	6.0	7.3	21.7	4.9	18.3	6.3	5.0	
H1	3	6.0	7.6	26.7	5.6	6.7	6.5	8.3	
I1	5	6.0	7.9	31.7	5.4	6.7	6.8	13.3	
Error (% , average)				31.1		13.7		3.8	

<sup>a</sup>Made with solution containing 145 mM  $Na^+$ , 0.05 mM  $NH_4^+$ , 2.5 mM  $Ca^{2+}$  and 0.8 mM  $Mg^{2+}$ . <sup>b</sup>Obtained by the background correction method. <sup>c</sup>Obtained by the background correction method with a potassium-selective electrode. <sup>d</sup>Average value, n=3.

낮은 오차(약 6.4%)의 측정치를 얻을 수 있었다. 그러나 검정용액과 칼륨이온의 농도차가 큰 시료(A1, D1, G1)의 경우에는 24.4% 이상의 높은 오차를 나타내었으며 이와 같은 보정치는 보정하기 전보다는 상당히 향상된 것이기는 하지만 이 방법만으로는 혈액내 요소의 양을 만족할 만한 정확도로 보정하기에는 부적당한 것으로 생각된다.

위의 단점을 보완하기 위해 본 연구에서는 바탕보정법과 함께 부가전극법을 병행으로 사용하였다. 즉 방해이온들 중 나트륨과 암모늄이온 등은 검정용액 내에 고정시키는 바탕보정법을 사용하고, 칼륨이온의 경우는 칼륨이온선택성 전극을 부가전극으로 사용하여 보정하였다. 이 때 다른 이온에 대한 방해작용도 부가전극법을 사용하여 보정할 수 있으나(즉 나트륨이온의 보정을 위해서는 나트륨이온선택성 전극을 암모늄이온의 보정을 위해서는 암모늄선택성 전극을 사용), 이 경우 전극 수의 증가로 인하여 측정장치가 매우 복잡해진다는 단점이 있다. 또한 혈액 중 나트륨이온은 비교적 좁은 범위에 분포되어 있고 암모늄이온은 낮은 농도로 존재하기 때문에 이들 이온의 경우 추가전극을 사용하여도 바탕보정법만을 사용한 경우에 비해 보정효율에 큰 차이가 없을 것으로 생각된다. 따라서 본 연구에서는 칼륨이온선택성 전극만을 부가전극으로 사용하였으며 다른 이온에 대해서는 바탕보정법을 사용하였으며 이 경우의 검정용액으로는 칼륨이온을 포함하지 않은 인조혈청용액 즉, 145 mM Na<sup>+</sup>, 0.05 mM NH<sub>4</sub><sup>+</sup>, 2.5 mM Ca<sup>2+</sup>, 0.8 mM Mg<sup>2+</sup> 을 포함하는 용액을 사용하였다. 칼륨이온선택성 전극을 이용한 부가전극법을 효과적으로 적용시키기 위해서는 아래 Nicolsky-Eisenman식에서 볼 수 있듯이 요소선택성 전극의 칼륨이온에 대한 정확한 선택계수( $k_{urea, K}^{pot}$ )를 구할 수 있어야 하고, 시료 중 칼륨이온의 활동도( $a_K$ )를 정확히 알아야 한다. 이때 S는 요소에 대한 감응기울기를 나타낸다.

$$E_{urea, K} = E^0 + S \log(a_{urea} + k_{urea, K}^{pot} \cdot a_K)$$

본 연구에서는 요소전극의 칼륨이온에 대한 선택계수를 얻기 위해 전위차대용법(matched-potential method),<sup>12</sup> 혼합용액법(mixed-solution method),<sup>13</sup> 분리용액법(separation solution method)<sup>14</sup> 등을 조

사하였다. 이 중 전위차대용법이 가장 효과적인 선택계수 결정법으로 나타났으며, 특히 칼륨이온의 혈액 정상농도를 고려하여 방해이온 10<sup>-2</sup>M에 대한 요소센서의 전위를 이용하여 선택계수를 구하였다(Table 1).

바탕보정법과 병행해서 사용되는 칼륨이온선택성 전극은 우수한 감응특성과 다른 이온에 의한 방해작용을 받지 말아야 한다. 이것은 다른 이온에 의해 방해작용을 받아 부정확한 측정치를 나타낸다면 이를 이용한 요소측정의 보정값에도 역시 오차를 유발할 것을 예측할 수 있기 때문이다. 따라서 본 연구에서 제작한 칼륨이온선택성 전극의 방해작용의 정도를 알아보기 위해 이온종이 존재하지 않는 완충용액(0.2 M Tris-HCl, pH 7.4)과 방해이온종이 포함된 인조혈청 완충용액에서의 검정곡선을 비교하였다(Fig. 2). 그림에서 볼 수 있듯이 칼륨이온선택성 전극은 두 용액상에서 특히 칼륨이온의 혈액 정상농도 범위(3.6~5.0 mM)에서 일치하는 절대 전위값을 나타내었으며, 감응기울기는 58.4 mV/decade를 나타내었다. 이는 본 연구에서 제작한 칼륨이온선택성 전극이 혈액 중 존재하는 다른 이온종에 의해 방해작용을 거의 받지 않음을 의미하며, 따라서 이 전극은 혈액내의 칼륨이온의 양을 정확히 알아낼 수 있어 요소전극의 칼륨이온의 방해효과를 보정하는데 효과적으로 이용될 수 있음을 알 수 있다.

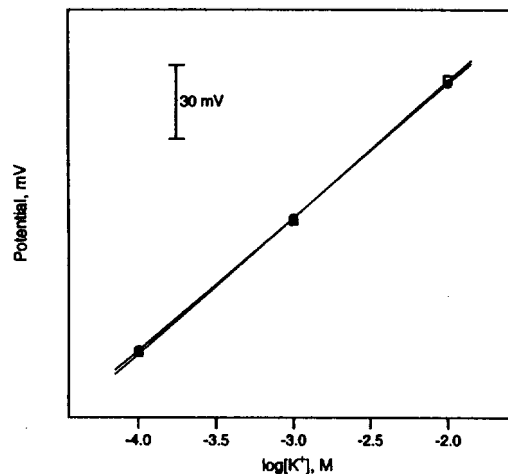


Fig. 2. Calibration curves of a conventional type potassium-selective electrode in (□) 0.2 M Tris-HCl, pH 7.4 and (●) artificial serum buffer, pH 7.4.

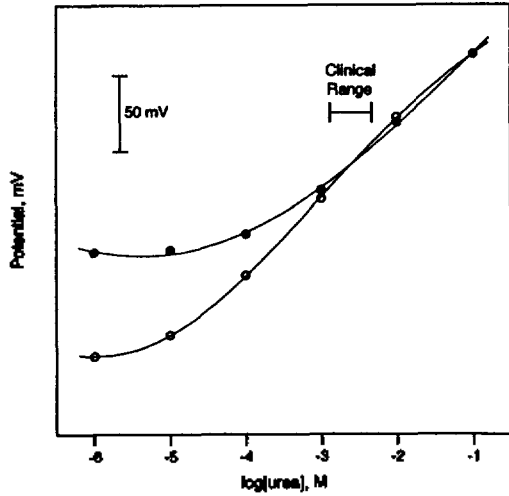


Fig. 3. Calibration curves of a conventional type urea electrode in (○) 0.2 M Tris-HCl, pH 7.4 and (●) artificial serum buffer, pH 7.4.

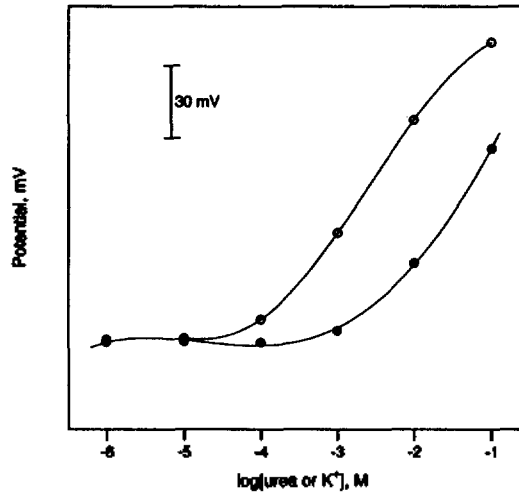


Fig. 4. Response curves of a CWE type urea electrode (●) to urea and (○) to potassium in artificial serum buffer, pH 7.4.

Fig. 3은 본 연구에서 제작한 요소선택성 전극의 Tris-HCl 용액과 인조혈청 완충용액에서의 요소에 대한 감응특성을 나타낸 것이다. 인조혈청용액의 경우 방해이온종의 포함으로 인해 요소전극의 바탕전위(background potential)가 높아진 것을 볼 수 있으나, 감응기울기는 혈액내 요소의 임상 정상농도 범위(1.78~6.08 mM)에서 Tris-HCl 완충용액에서의 50 mV/decade에 비해 크게 감소하지 않은 48 mV/decade로 실제 응용에 문제가 없음을 알 수 있다.

Table 2에 본 실험에서 바탕보정법과 부가전극법을 병행해 보정한 결과를 나타내었다. 두 방법을 병행한 경우(corrected value II) 약 3.8%의 평균측정오차로서 바탕보정법만을 사용한 경우(corrected value I)의 13.7% 오차에 비해 보정효율이 크게 향상되었음을 알 수 있다. 따라서 바탕보정법과 칼륨이온선택성 부가전극을 사용함으로써 암모늄선택성 전극형 요소전극의 혈액 방해이온에 의한 측정오차를 효과적으로 보정할 수 있음을 알 수 있었다.

본 연구에서는 서론에서 언급한 바와 같이 추가전극사용에 대한 단점을 보완하기 위해 CWE 형태의 칼륨이온선택성 전극과 요소전극을 제작하여 실험을 수행하였다(Fig. 1(B) 참조). Fig. 4에는 인조혈청용액(칼륨이온 제외)을 바탕용액으로 하여 얻은 CWE형 요소센서의 요소와 칼륨이온에 대한 검정곡선을 나

Table 3. Results of urea measurements obtained with CWE type potassium and urea electrodes

Sample <sup>a</sup>	Urea concentration, mM				
	No.	Potassium level, mM	Reference value	Corrected value <sup>b</sup>	Error %
A2	1	2.0	2.0 <sup>c</sup>	0.0	
B2	3	2.0	2.1	5.0	
C2	5	2.0	3.1	5.0	
Error (% , average)				3.3	

<sup>a</sup>Made with solution containing 145 mM Na<sup>+</sup>, 0.05 mM NH<sub>4</sub><sup>+</sup>, 2.5 mM Ca<sup>2+</sup> and 0.8 mM Mg<sup>2+</sup>. <sup>b</sup>Obtained by the background correction method with a potassium-selective electrode. <sup>c</sup>Average value, n=3.

타내었다. 그림으로부터 앞에서의 재래식 요소선택성 전극과 비교해 전기화학적 특성에 큰 차이없이 매우 안정한 감응을 보임을 알 수 있다. 이같은 실험결과는 CWE형 요소전극이 혈액 중 요소를 분석하는데 효과적으로 이용될 수 있음을 말해 준다. Table 3에는 CWE형 고체상 요소센서와 칼륨이온센서를 사용해 바탕보정법과 부가전극법을 병행하였을 때의 오차보정 효율을 나타내었다. 평균 4.2% 오차값으로부터 본 연구에 의한 보정법이 소형 고체상 전극을 사용할 때에도 효과적으로 적용될 수 있음을 알 수 있다.

결 론

암모늄선택성 전극을 이용한 요소전극의 오차보정을 위해 바탕보정법과 칼륨이온선택성 부가전극법을 병행하여 보정한 경우 3.8~4.2% 오차라는 비교적 우수한 보정치를 얻을 수 있었다. 이 때 요소선택성 전극의 인조혈청용액 상에서 감응기울기는 48 mV/decade 정도이었으며, 감응시간은 20초 이내로 비교적 우수한 전기화학적 감응특성을 나타내었다. 또한 고체상 전극을 이용하는 경우 측정장치의 소형화, 경량화가 가능하리라 사료된다.

본 연구는 1995년도 교육부 기초과학연구소 학술연구조성비의 지원에 의해 수행되었으며, 이에 감사드립니다.

인 용 문 헌

1. Winqvist, F.; Danie, B. In *Biosensor: A Practical Approach*; Cass, A. E. G., Ed.; IRL Press: New York, U. S. A., 1990.
2. Buck, R. P. In *Biosensor Technology*; Buck, R. P.; Arnold, M. A.; Hatfield, W. E.; Umana, M.; Bowden, E. F., Eds.; Marcel Dekker Inc.: New York,

- U. S. A., 1990.
3. Guilbault, G. G.; Luong, J. H. *Selective Electrode Rev.* 1989, 11, 3.
4. Guilbault, G. G. *Ion-Selective Electrode Rev.* 1982, 4, 187.
5. Cha, G. S.; Meyerhoff, M. E. *Talanta* 1989, 36, 271.
6. Guilbault, G. G.; Nagy, G.; Kuan, S. S. *Anal. Chim. Acta* 1973, 67, 195.
7. Rosario, S. A.; Cha, G. S.; Meyerhoff, M. E.; Trojanowicz, M. *Anal. Chem.* 1990, 62, 2418.
8. Rosario, S. A.; Meyerhoff, M. E.; Trojanowicz, M. *Anal. Chim. Acta* 1992, 258, 281.
9. Guilbault, G. G.; Nagy, G. *Anal. Chem.* 1973, 45, 417.
10. Cattrall, R. W.; Freiser, H. *Anal. Chem.* 1971, 43, 1905.
11. Cattrall, R. W.; Hamilton, I. C. *Ion-Selective Electrode Rev.* 1984, 6, 125.
12. Gadzekpo, V. P. Y.; Christian, G. D. *Anal. Chim. Acta* 1984, 164, 279.
13. Rechnitz, G. A.; Kresz, M. R.; Zamochnick, D. B. *Anal. Chem.* 1966, 38, 973.
14. Moody, G. J.; Thomas, J. D. R. *Selective Ion-Sensitive Electrodes*; Mellow: Watford, U. K., 1971.