

論文97-34S-11-16

# 신경회로망을 이용한 다중채널 FET형 전해질 센서의 신호처리

## (Signal Processing of Multichannel FET Type Electrolyte Sensors Using Neural Network)

李廷敏\*, 金昶秀\*, 孫炳基\*, 李恩淑\*\*, 李興洛\*

(Jeong Min Lee, Chang Soo Kim, Byung Ki Sohn, Eun Suk Lee, and Heung Lark Lee)

## 요 약

역전파 신경회로망을 FET형 전해질 센서의 신호처리에 도입하여 서로 다른 전해질의 간섭효과를 감소시키기 위한 연구를 수행하였다. pH, K 그리고 Ca의 세 가지 전해질을 측정하기 위하여 FET형 전해질 센서인 pH-ISFET, K-ISFET와 Ca-ISFET를 제작하였다. 신경회로망은 3계층으로 구성하였고, 8개 패턴과 9개 패턴으로 학습시켰다. 학습을 끝낸 신경회로망을 이용하여 임의의 농도에 대한 센서 출력을 신호처리하였다. 그 결과, 전해질 센서로 측정된 데이터를 간섭효과가 없다는 가정하에 검정선에서 각 전해질의 농도를 구했을때의 오차는 pH는  $\pm 0.039$  pH, K는  $\pm 2.058$  mmol/l, 그리고 Ca는  $\pm 1.807$  mmol/l 였다. 9개의 학습 패턴으로 학습시킨 신경회로망의 출력을 통해 나온 값의 오차는 pH는  $\pm 0.005$  pH, K는  $\pm 0.436$  mmol/l, 그리고 Ca는  $\pm 0.381$  mmol/l로 감소되었다. 신경회로망을 이용한 신호처리는 간섭효과로 인한 전해질 센서의 출력 오차를 줄일 수 있었으며, 센서의 선택성을 개선시키는 효과를 얻을 수 있었다.

## Abstract

The signal processing technique of FET type electrolyte sensors using the back propagation neural network was studied to reduce the interference effects of the different electrolytes. The FET-type electrolyte sensors, pH-ISFET, K-ISFET, and Ca-ISFET, were prepared to measure the pH, K, and Ca electrolytes. Neural network consisted of three layers was learned with 8 patterns and 9 patterns. The sensor output obtained with arbitrary concentrations was processed by the learned neural network. The errors obtained from calibration curve for pH, K, and Ca were  $\pm 0.039$  pH,  $\pm 2.508$  mmol/l, and  $\pm 1.807$  mmol/l, respectively, without considering the interference effects. The errors of the network output for pH, K, and Ca were reduced to  $\pm 0.005$  pH,  $\pm 0.436$  mmol/l, and  $\pm 0.381$  mmol/l in case of 9 patterns, respectively. The signal processing using the neural network can reduce the errors of the electrolyte sensor outputs caused by the interference effect, thereby providing effectiveness in the improvement of the sensor selectivity.

\* 正會員, 慶北大學校 電子電氣工學部

(School of Elec. &amp; Electrical Eng., Kyungpook Nat'l Univ.)

\*\* 正會員, 慶北大學校 化學科

(Dept. of Chemistry, Kyungpook Nat'l Univ.)

接受日字: 1997年3月12日, 수정완료일: 1997年9月25日

## I. 서 론

FET형 센서<sup>[1]</sup>는 소형·경량화가 가능하고 여러 가지 감지 대상량을 동시에 측정할 수 있는 다중채널 센서를 구현하기에 대단히 유리한 센서이다. 특히 최근에는 집적회로 공정기술을 이용하여, 같은 종류나 다른 종류의 센서 소자들을 어레이 형태<sup>[2,3]</sup>로 제작하여 센

서의 신뢰도 향상과 다기능화를 추구하고 있다. FET형 전해질 센서의 경우에도 하나의 전해질만을 측정하는 센서가 아니라, 여러 전해질을 동시에 측정하는 다중채널 센서<sup>[4]</sup>가 개발되고 있다.

일반적으로 전해질 센서는 다른 전해질의 간섭(방해) 때문에 특정한 전해질에 대하여 완전히 선택적이지 않기 때문에, 이 간섭효과를 감소시키기 위하여 여러 가지 신호처리 방법이 모색되고 있다. 방해 전해질에 대한 간섭효과를 줄이는 기존의 방법<sup>[5,6,7]</sup>은 실험을 통하여 방해 전해질에 대한 선택계수를 구하고, 이것을 써서 농도를 보정하였다. 그러나, 선택계수가 일정한 값이 아니라 용액의 농도, 온도, 전극의 구조, 측정하는 방법 등과 같은 여러 가지 요인에 따라서 변하는 값<sup>[8]</sup>이므로 측정하려는 농도에서 실험적으로 구해야 하는 단점이 있다.

본 논문에서는 방해 전해질의 간섭효과로 나타나는 출력의 오차를 감소시키기 위하여 FET형 전해질 센서의 출력을 역전과 신경회로망으로 처리하였다. 기존의 선택계수를 구하여 방해 전해질에 대한 간섭효과를 줄이는 방법이 복잡하고 시간이 많이 걸리는 반면, 신경회로망을 이용하면 한 번 학습을 시켜 놓으면 선택계수를 구할 필요없이 간섭효과가 줄어든 전해질 농도를 실시간 측정이 가능하기 때문이다. 가스 센서<sup>[2]</sup>나 후각 센서<sup>[3]</sup> 시스템의 경우에는 이러한 센서 어레이의 선택성과 신뢰성을 높이기 위하여 출력신호를 신경회로망으로 처리하고 있다. 여기서 사용하는 신경회로망은 전형적인 패턴 인식기법을 이용한 것으로 가스의 종류와 냄새의 종류를 구별하는 시스템이다. 그러나 방해 전해질의 간섭효과로 나타나는 출력의 오차를 감소시키고, 신경회로망의 출력으로 패턴 인식이 아닌 전해질의 농도를 나타내는 방법은 아직 전해질 센서 시스템에 적용된 적은 없다. 생의학적으로 중요한 세가지 전해질을 측정하기 위하여 pH-ISFET, K-ISFET와 Ca-ISFET센서를 제작하였다. 전해질 농도가 혈액의 임상범위에 내에 있는 용액을 제조하여 제작한 전해질 센서로 측정하고, 이 측정데이터를 3개 노드의 입력층, 6개 노드의 중간층 그리고 3개 노드의 출력층으로 구성된 신경회로망을 이용하여 학습시켰다. 학습을 끝낸 신경회로망을 이용하여 임의의 농도에 대한 센서 출력을 신호처리하여 방해 전해질에 의한 간섭이 감소되는지를 조사하였다.

## II. 방해전해질의 간섭효과

일반적으로 특정 전해질 센서는 농도를 측정하고자 하는 특정 전해질 뿐만 아니라 용액내에 존재하는 다른 전해질에 대해서도 반응을 나타낸다. 단지 특정 전해질에 대한 반응이 존재하는 다른 전해질의 간섭으로 인한 반응보다 더 클 뿐이다. 이때 방해전해질에 대한 특정 전해질의 선택성은 선택계수로 표현된다. 측정하고자 하는 전해질(N)에 대한 방해전해질(M)의 선택계수를 구하기 위하여 다음과 같은 Nicolsky-Eisenman식을 사용한다<sup>[9]</sup>.

$$E = E_0 + S \log \left[ \left( \frac{C_N}{\gamma_N} \right) + K_{N,M} \left( \frac{C_M}{\gamma_M} \right)^{Z_N/Z_M} \right] \quad (1)$$

여기에서 E는 N 전해질 센서의 농도에 따른 출력전위, E<sub>0</sub>는 상수전위, S는 N 전해질 센서의 감응기울기, C<sub>N</sub>과 C<sub>M</sub>은 각각 N 전해질과 M 전해질의 농도, γ<sub>N</sub>과 γ<sub>M</sub>은 각각 N 전해질과 M 전해질의 활동도 계수(activity coefficient)이다. K<sub>N,M</sub>은 방해전해질 M에 대한 N 전해질 센서의 선택계수, Z<sub>N</sub>은 N 전해질의 하전수, 그리고 Z<sub>M</sub>은 M 전해질의 하전수이다. 즉, N 전해질의 농도 측정시, M 전해질이 용액내에 같이 존재하는 경우 센서의 출력 전위가 M 전해질로 인하여 간섭을 받는다. 용액내의 특정 전해질 농도를 전해질 센서를 이용하여 측정할 경우, 방해 전해질의 종류와 농도를 알 경우는 위 식 (1)을 이용하여 방해 전해질의 선택계수를 구하여 특정 전해질에 대한 농도 보정이 가능하나, 방해전해질의 종류와 농도를 모를 경우는 특정 전해질의 정확한 농도를 구하기가 어렵다. 또한 선택계수는 구하는 방법과 측정농도 그리고 전극의 구조 등에 따라서 다소 차이가 있다.<sup>[8]</sup>

표 1. 혈액중의 pH, K, Ca의 임상농도범위  
Table 1. Clinical concentration range of pH, K, and Ca in blood.

Electrolyte	Measurement range of fabricated sensors	Clinical concentration range	Normal value of adult
pH	7.00 ~ 7.90 pH	7.00 ~ 7.60 pH	7.35 ~ 7.45 pH
K	1.0 ~ 10.0 mmol/ℓ	2.5 ~ 8.0 mmol/ℓ	3.8 ~ 5.0 mmol/ℓ
Ca	1.0 ~ 10.0 mmol/ℓ	1.0 ~ 7.0 mmol/ℓ	1.0 ~ 5.0 mmol/ℓ

본 논문에서는 3 채널 전해질 센서를 이용하여, 혈액의 임상범위내에서 3가지 전해질의 농도를 정하여 신경회로망 학습 패턴을 만들고 이 패턴으로 학습을 시켰다. 따라서, 표 1에 나타난 3가지 전해질의 농도 범위 내에서는 전해질의 농도에 무관하게 특정 전해질의 농도를 구할 수가 있다.

### III. 실험 및 시뮬레이션

#### 1. 측정용액 제조

표 1에 혈액중의 세가지 전해질의 임상농도 범위를 나타내었다. K과 Ca의 표준용액과 혼합용액을 제조하기 위하여 먼저 임상 범위에 있는 이온세기 0.1 M인 pH 7.00 과 pH 7.90 의 표준 tris-(hydroxymethyl)-aminomethane(이하 Tris로 줄임)-HCl 완충용액을 제조하였다. 그 제조과정은 다음과 같다.

먼저, pH 미터를 pH 7.00 과 pH 10.01 의 완충용액을 써서 2점 보정을 하였다. 그리고 12 M의 진한 염산 16.6 ml를 약 1800 ml의 탈이온수가 들어 있는 2 l의 비이커에 넣고, pH 미터에 연결되어 있는 pH 복합 전극을 염산용액에 넣었다. 그리고 pH 미터의 눈금이 각각 7.00 을 가리킬 때까지 Tris를 조금씩 넣어서 완전히 녹이고, 부피플라스크에 넣어서 용액의 부피가 각각 2 l로 되도록 탈이온수로서 표선까지 채웠다. pH 7.90 인 표준 Tris-HCl 완충용액도 같은 방법으로 제조하였다.

K전해질의 표준용액을 제조하기 위하여 Sigma제의 KCl 3.7163 g을 전자저울(Mettler, AE 240)을 이용하여서 정확하게 달고, 500 ml들이 부피플라스크에 넣은 다음, 이온세기 0.1 인 pH 7.00 의 표준 tris-HCl 완충용액을 표선까지 채움으로써 0.1 M K 전해질 저장용액을 제조하였다. 그리고 이 용액을 묽혀서 여러 가지 농도의 K전해질 표준용액을 제조하였다.

Ca전해질의 표준용액을 제조하기 위하여 Shinyo제의  $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$  5.1457 g을 전자저울을 이용하여 달고, 500 ml들이 부피플라스크에 넣은 다음, 이온세기 0.1 인 pH 7.00 의 표준 Tris-HCl완충용액을 표선까지 채워서 0.1 M Ca전해질 저장용액을 제조하였다. 그리고 이 용액을 묽게하여 여러 가지 농도의 Ca전해질 표준용액을 제조하였다.

두 가지의 pH 용액, 두 가지 농도의 K 용액, 그리

고 두 가지 농도의 Ca용액을 조합하여 학습을 위한 여러 가지 농도의 혼합 용액 패턴을 만들고 그 종류를 표 2에 나타내었다.

표 2. 학습을 위해 조제한 용액 패턴

Table 2. Prepared solution patterns for learning.

Number of pattern	Concentration		
	pH	KCl (mmol/ℓ)	CaCl <sub>2</sub> (mmol/ℓ)
1	7.00	1.0	1.0
2	7.00	10.0	10.0
3	7.00	1.0	10.0
4	7.00	10.0	1.0
5	7.90	1.0	1.0
6	7.90	10.0	10.0
7	7.90	1.0	10.0
8	7.90	10.0	1.0
9	7.40	3.0	3.0

#### 2. pH-ISFET, K-ISFET 및 Ca-ISFET의 제작

그림 1은 본 실험에 사용한 pH-ISFET, K-ISFET와 Ca-ISFET의 개략적인 구조를 나타낸 것이다. pH-ISFET은 PVC층이 없이  $\text{Si}_3\text{N}_4$  자체를 pH 감응막으로 이용하였고, K-ISFET와 Ca-ISFET은 pH-ISFET의 게이트부분에 PVC/valinomycin 감응막을 입힌 것이다. 이 PVC 감응막을 입히기 위한 용액은 지지체인 poly(vinyl chloride) 16.5 mg 으로 고정하였고, 가소제인 o-NPOE(o-nitrophenyl octyl ether)의 함량은 0.425 ml, K전해질의 ionophore인 valinomycin의 함량은 1.0 mg의 범위에서 일정한 비율로 취하여 용매인 tetrahydrofuran 0.625 ml에 완전히 녹여 제조한다. 이 용액 0.5  $\mu\text{l}$ 를 마이크로실린저(microsyringe)로 취하여 pH-ISFET의 게이트부분에 떨어뜨린 후, 용매(THF)가 완전히 휘발할 때까지 incubator 속에서 감응막을 숙성시킨다. 완성된 K-ISFET을 측정에 이용하였으며, 사용하지 않을 때에는 탈이온수로 깨끗이 세척한 후에 말리고, 질소분위기의 데시케이터 속에 보관하였다. Ca-ISFET의 제조에 쓴 감응용액의 조성은 다음과 같다. ETH 129를 1.0 mg, 가소제(o-NPOE)를 0.031 ml의 범위로, 그리고 lipophilic anionic site(KTpClPB)를 0.5 mg의 범위에서 각각 취하고, 여기에 PVC 7.5 mg을 합한 다음, THF 0.5 ml에 완전히 녹인다. 이 감응용액 0.5  $\mu\text{l}$ 를 마이크로실린저로써 취하여 pH-ISFET의 게이트 표면에 적하

하고, 약 24시간 이상 막을 숙성시키므로써 Ca-ISFET를 제조하였다.

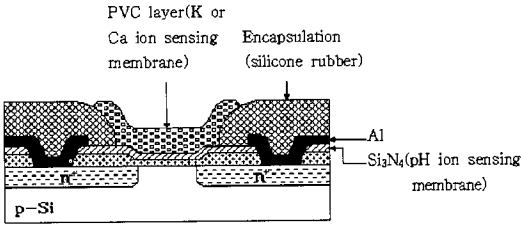


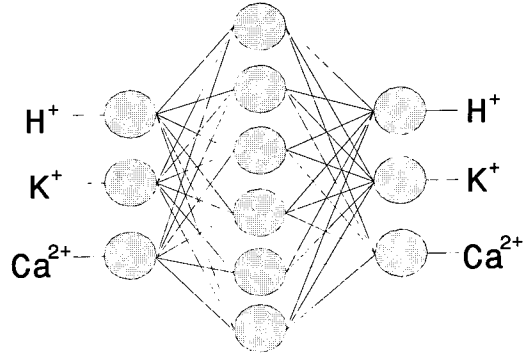
그림 1. pH-, K- 및 Ca-ISFET의 단면도  
Fig. 1. Cross sectional view of pH-, K- and Ca-ISFET.

3. 시뮬레이션

실험에 쓴 여러개의 센서들이 나타내는 신호에 대한 각종 방해 전해질의 간섭효과를 최소화 시키기에 알맞은 신경회로망을 선정할 때에 다음과 같은 점을 고려하였다. 즉 센서신호를 신경회로망에 결합시키기에 용이한 정도, 그리고 원하는 신호에 대한 학습 능력과 용이성 및 원하는 출력 데이터 포맷(format)을 내는 가 하는 점 등이다. 본 논문에서는 작은 입력값의 변화에 대하여 감도가 좋아야 하므로 가장 적합한 신경회로망으로서 역전파 회로망을 사용하였다<sup>[10]</sup>

FET형 전해질 센서의 신호를 처리하기 위하여 그림 2에서와 같이 3단으로 역전파 신경회로망을 구성하였다. 입력단과 출력단은 3개의 노드로, 중간단(hidden layer)은 6개의 노드로 구성되어 있고, 중간노드와 출력노드의 활성화함수는 시그모이드(sigmoid) 함수를 사용하였다. 중간층 노드수가 6개일 때, 학습이 최단 시간에 100% 이루어 졌으므로 노드 수를 6개로 고정시켰다. 신경회로망의 입력신호는 각각 pH-ISFET, K-ISFET와 Ca-ISFET의 측정 데이터이다. 신경회로망의 출력값은 활성화함수로 시그모이드 함수를 사용하였기 때문에 0에서 1사이의 값이다. 표 1에서 나타난 임상농도 범위를 출력으로 나타내기 위하여, 먼저 학습 패턴에서 pH의 경우는 측정 범위가 7.00~7.90 pH 이므로 10<sup>-1</sup>배, K와 Ca의 경우는 측정 범위가 1.0~10.0 mmol/l 이므로 10<sup>-3</sup>배를 한 농도의 값을 패턴의 농도로 사용하였다. 그리고 신경회로망의 출력값에 pH의 경우는 10배, K와 Ca의 경우는 10<sup>3</sup>배를 하여 pH, K, 와 Ca 각각의 단위가 pH, mmol/l, mmol/l인 전해질의 농도값으로 바로 읽을 수 있도록

하였다.

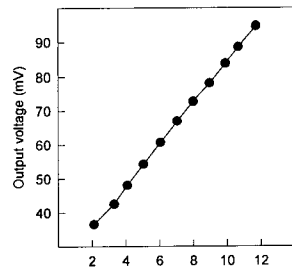


Input layer Hidden layer Output layer  
그림 2. 3×6×3 신경회로망  
Fig. 2. 3×6×3 neural network.

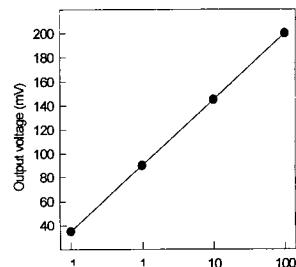
IV. 결 과

1. ISFET 측정결과

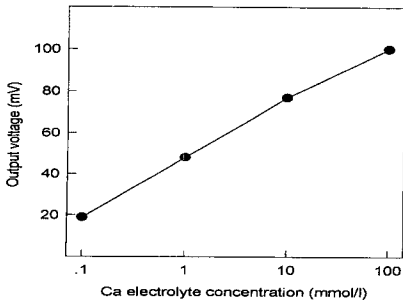
pH-ISFET, K-ISFET와 Ca-ISFET을 사용하여 다른 방해전해질이 존재하지 않는 단독 용액에서 측정 한 농도에 따른 센서의 검정곡선을 그림 3에 각각 나타내었다. pH 센서의 감도는 57.0 mV/pH였고, 평형에 도달하는 시간은 약 1분 정도였다. K와 Ca 센서의 감도는 각각 53.9 mV/decade, 25.3 mV/decade였고, 평형에 도달하는 시간은 약 3분 정도였다.



(a)



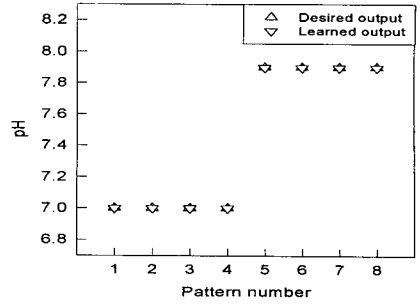
(b)



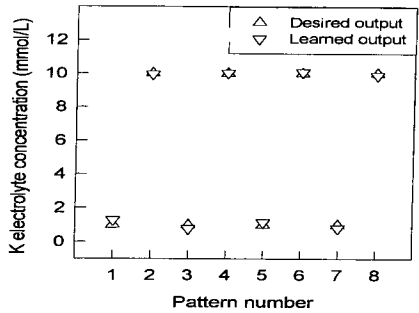
(c)

그림 3. 센서의 검정 곡선

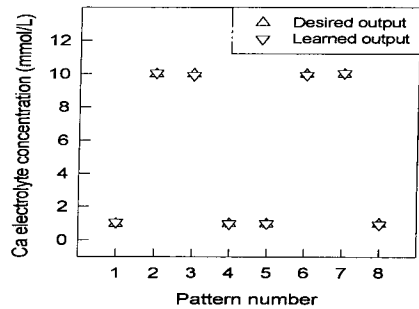
Fig. 3. Calibration curve of sensors. (a) pH, (b) K, (c) Ca.



(a)



(b)



(c)

그림 4. 8개의 패턴으로 학습된 출력과 원하는 출력의 비교. (a) pH, (b) K, (c) Ca.

Fig. 4. Comparison between the desired output and the learned output with 8 patterns. (a) pH, (b) K, (c) Ca.

2. 시뮬레이션 결과

표 2에 있는 학습패턴중 1 ~ 8번의 8개 패턴으로 신경회로망을 학습시켰다. 임상에서 전해질을 측정할 때는 한 가지의 시료에 대하여 여러 번 측정한 후에 특이 값을 제외하고, 나머지 값들의 평균값으로 전해질의 농도를 결정한다. 본 논문에서는 학습시의 오차를 pH에 대하여는  $\pm 0.010$  pH, K는  $\pm 0.500$  mmol/l, 그리고 Ca는  $\pm 0.500$  mmol/l 라고 두고, 오차가 이 범위내에 들어올 때까지 시스템의 전체 오차를 줄이면서 학습시켰다. 원하는 출력값과 학습된 출력값의 비교를 그림 4에 나타내었다. 또 학습된 결과는 표 3에 나타내었다.

표 3. 8개의 패턴으로 학습한 결과

Table 3. Results of learning with 8 patterns.

1.384051	-1.737438	-1.039443	-0.605412	1.575068	-0.918030
0.119715	-0.614066	0.058279	-3.752392	-0.976061	0.869220
-2.904758	2.100194	-5.143682	2.369215	-2.624506	-1.617615

(a) 입력층(input layer)의 연결강도

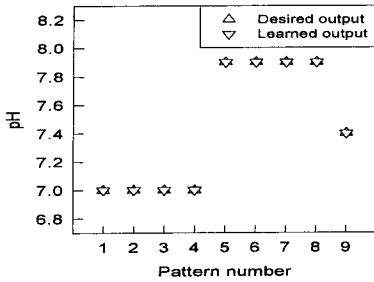
-0.743136	-2.297727	-3.180731
1.525132	-2.411466	-0.807356
0.174606	0.541274	-4.375710
-0.206700	-5.466273	0.222280
0.694865	-2.944268	-2.456264
1.105344	-0.922847	-2.705309

(b) 중간층(hidden layer)의 연결강도

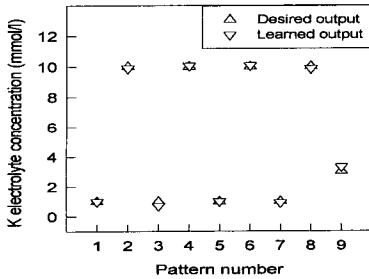
다음으로 표 2에 있는 학습패턴중 1 ~ 9번의 9개 패턴으로 신경회로망을 학습시켰다. 이때의 학습 오차도 pH에 대하여는  $\pm 0.010$  pH, K는  $\pm 0.500$  mmol/l, 그리고 Ca는  $\pm 0.500$  mmol/l로 두었다. 원하는 출력값과 학습된 출력값의 비교를 그림 5에 나타내었

다. 또 학습된 결과는 표 4에 나타내었다.

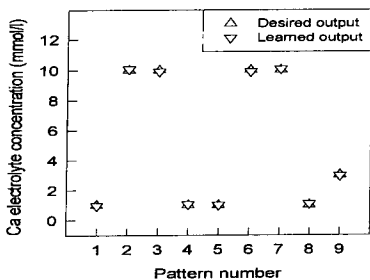
출력 값, 실제 농도 값 그리고 측정된 데이터를 방해 전해질의 간섭효과가 없다는 가정하에 각 센서의 점정선에서 구한 보상되지 않은 값과의 비교를 그림 6에 나타내었다.



(a)



(b)



(c)

그림 5. 9개의 패턴으로 학습된 출력과 원하는 출력의 비교. (a) pH, (b) K, (c) Ca.

Fig. 5. Comparison between the desired output and the learned output with 9 patterns. (a) pH, (b) K, (c) Ca.

학습을 끝낸 신경회로망을 테스트하기 위하여 표 5와 같은 테스트 패턴 6가지를 구성하여 검증하였다. 임의의 농도에 대하여 8개의 패턴으로 학습한 신경회로망의 출력 값, 9개의 패턴으로 학습한 신경회로망의

표 4. 9개 패턴으로 학습한 결과

Table 4. Results of learning with 9 patterns.

1.982853	1.065627	-0.784442	-0.148423	-0.894219	-1.298362
-0.793450	-1.866140	-0.571548	-1.311836	2.251322	-2.525165
-3.264881	-1.368121	-4.137549	-0.997817	-2.360162	3.794274

(a) 입력층(input layer)의 연결강도

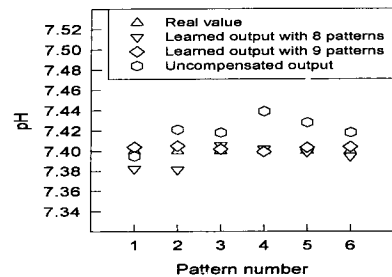
-1.727048	-2.048352	-2.553705
1.366384	-3.805834	-1.468861
-0.171729	-0.393733	-4.130088
1.272923	-2.302543	-2.283758
1.535700	-0.444456	-3.670500
0.273761	-4.766081	0.748974

(b) 중간층(hidden layer)의 연결강도

표 5. 시험 패턴

Table 5. Test pattern.

Number of pattern	Concentration		
	pH	KCl (mmol/l)	CaCl <sub>2</sub> (mmol/l)
1	7.40	7.0	7.0
2	7.40	7.0	3.0
3	7.40	3.0	7.0
4	7.40	3.0	3.0
5	7.40	4.0	4.0
6	7.40	5.0	5.0



(a)

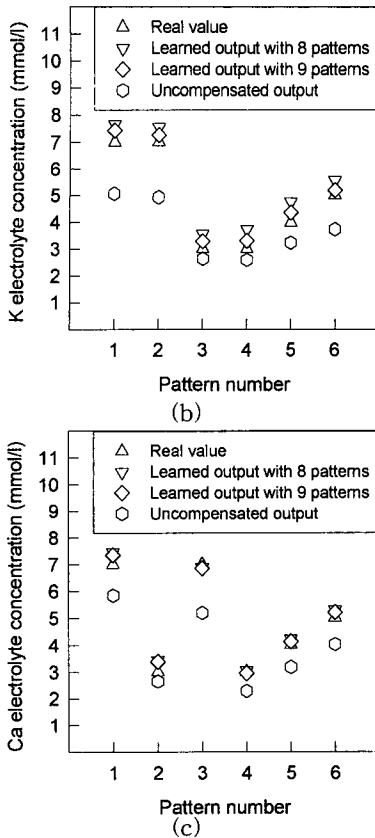


그림 6. 임의 농도에서 8개와 9개의 학습패턴으로 학습한 신경회로망의 출력값과 실제값 그리고 검정선에서 구한 보상되지 않은 값과의 비교 (a) pH, (b) K, (c) Ca.

Fig. 6. Comparison of the neural network outputs learned with 8 and 9 pattern, the real values, and the uncompensated values from the calibration curve at the arbitrary concentration. (a) pH, (b) K, (c) Ca.

표 2의 8개의 패턴으로 학습시켰을 때, 테스트 패턴의 오차는 pH에 대하여는  $\pm 0.017$  pH, K는  $\pm 0.766$  mmol/l, 그리고 Ca는  $\pm 0.453$  mmol/l로 나타났고, 9개의 패턴으로 학습시켰을 때, 테스트 패턴의 오차는 pH에 대하여는  $\pm 0.005$  pH, K는  $\pm 0.436$  mmol/l, 그리고 Ca는  $\pm 0.381$  mmol/l로 나타났다. 그리고 측정된 데이터를 방해 전해질의 간섭효과가 없다는 가정하에 각 센서의 검정선에서 구한 보상되지 않은 값의 오차는 pH에 대하여는  $\pm 0.039$  pH, K는  $\pm 2.058$  mmol/l, 그리고 Ca는  $\pm 1.807$  mmol/l로 나타났다. 이상의 결과를 종합하여 살펴보면, 방해 전해질의 간섭효과가 신경회로망을 이용함으로써 현저히 감소되었다.

## V. 결론

본 논문은 방해 전해질에 의한 간섭효과를 감소시키기 위해 신경회로망의 적용이 가능한지를 검토하였다. 위 결과를 비교해 보면 신경회로망을 사용하는 것이 방해 전해질에 대한 간섭효과를 줄이는데 상당한 효과가 있다는 것을 알 수 있었다. 실제 임상에 적용할 때는 본 논문에서 선택한 3가지 전해질 이외에 다른 방해 전해질(Na, Mg 등)의 간섭효과도 고려하여 학습 패턴을 만들고 학습을 시켜야 한다. 이것을 음용 식품이나 폐수 내의 전해질 측정 등에 사용할 경우 그 용도에 맞는 농도로 신경회로망을 학습시키므로써 FET형 센서를 이용하는 다양한 시스템에 사용될 수 있을 것으로 생각된다. 그리고, 학습 패턴의 수를 늘림으로써 간섭효과에 대한 영향을 더욱 줄여 전해질 센서의 선택성과 신뢰성을 더 높일 수 있을 것으로 생각된다.

## 참고 문헌

- [1] 손 병기, "감이온 전장효과 트랜지스터", *대한전자공학회지*, vol. 18 pp. 22-29, 1981
- [2] J. W. Gardner, E. L. Hines and H. C. Tang, "Detection of Vapours and Odours from a Multisensor Array using Pattern-recognition Techniques", *Sensors and Actuators B*, vol. 9, pp. 9-15, 1992.
- [3] T. Nakamoto, A. Fukuda and T. Moriizumi, "Perfume and Flavour Identification by Odour-sensing System using Quartz-resonator Sensor-array and Neural-network Pattern Recognition", *Sensor and Actuators B*, vol. 10, pp. 85-90, 1993.
- [4] A. Sibbald, A. Covington and R. Carter, *Simultaneous on-line measurement of blood K<sup>+</sup>, Ca<sup>2+</sup>, Na<sup>+</sup> and H<sup>+</sup> with a four-function CHEMFET integrated-circuit sensor*, *Clin. Chem.*, 30, pp. 135-137, 1984.
- [5] K. Umezawa and Y. Umezawa, "Selectivity Coefficients for Ion-Selective Electrodes", Tokyo Univ. of Tokyo Press, pp. 1-7, 1983.
- [6] 손병기, 김의락, 이흥락, 박이순, 하영호, 양승태, *FET형 반도체 바이오이온센서 개발(II)*, 센서기술연구센터, 1992. 2

[7] 손병기, 이홍락, 김의락, 박이순, 이광만, 윤중훈, 서화일, 권대혁, *FET형 반도체 바이오/이온센서 개발(III)*, 센서기술연구센터, 1993. 3

[8] H. M. Brown and J. D. Owen, *Ion-Selective Electrode Rev.*, 1, 145, 1979.

[9] J. Koryta, *"Ion-Selective Electrode"*, Cambridge Univ. Press, Cambridge, Chap. 2, 1975.

[10] D. E. Rumelhart, G. E. Hinton, and R. J. Williams, "Learning internal representations by error propagation", *Parallel Distributed processing: Explorations in the Microstructures of Cognition*, vol.1, D. E. Rumelhart and J. L. McClelland(Eds.), Cambridge, MA:MIT Press, pp. 318-362, 1986.

저 자 소 개



李廷敏(正會員)

1967년 5월 11일생. 1990년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사). 1996년 8월 경북대학교 전자공학과(공학석사). 1996년 9월 ~ 현재 경북대학교 센서기술연구소 연구원. 주관심분야는 반도체센서

및 센서신호처리 등임



金熙秀(正會員)

1967년 7월 4일생. 1989년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사). 1991년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사). 1997년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사). 1991년 3월 ~ 현재 센서

기술연구소 전임연구원. 주관심분야는 반도체센서, 생체전자공학 등임

孫炳基(正會員) 第 28卷 A編 第 12號 參照

현재 경북대학교 전자전기공학부 교수. 경북대학교 대학원 원장



李興洛(正會員)

1943년 4월 20일생. 1966년 2월 경북대학교 문리대 화학과 졸업(이학사). 1968년 2월 경북대학교 대학원 화학과(이학석사). 1977년 3월 京都大學 이학부 화학교실(이학박사). 1984년 2월 ~ 1985년 2월

미국 Univ. of Michigan 화학과 방문교수. 1987년 10월 ~ 1988년 1월 일본 경도대학 이학부 화학교실 방문교수. 1986년 2월 ~ 1987년 10월 경북대학교 자연과학대학 의예과 학과장. 1989년 2월 ~ 1월 경북대학교 자연과학대학 화학과 학과장. 1994년 2월 ~ 1995년 1월 경북대학교 자연과학대학 화학과 교무과장. 1970년 11월 ~ 현재 경북대학교 자연과학대학 화학과 교수. 1996년 4월 ~ 현재 경북대학교 공동실습관 관장. 주관심분야는 이온선택성 전극 및 FET 센서 등임

李恩淑(正會員)

1970년 5월 7일생. 1993년 2월 경북대학교 자연과학대학 화학과 졸업(이학사). 1995년 2월 경북대학교 대학원 화학과(이학석사). 1997년 2월 경북대학교 대학원 화학과 박사과정 수료. 1997년 1월 ~ 현재 (주)효성생활산업 연구원. 주관심분야는 리튬이온전지임