

논문 97-6-4-08

## ISFET 마이크로센서용 샘플챔버 설계 및 4채널 전해질 분석기의 구현

배상곤\*, 이호신\*, 원철호\*, 채승표\*, 김창수\*\*, 조병욱\*, 손병기\*, 김명남\*\*\*, 조진호\*

## Design of Sample Chamber and Implementation of a 4-Channel Electrolyte Analyzer using ISFET Microsensor

Sang Kon Bae\*, Ho Shin Lee\*, Chul Ho Won\*, Seung Pyo Chae\*, Chang Soo Kim\*\*,  
Byung Wook Cho\*, Byung Ki Sohn\*, Myoung Nam Kim\*\*\*, and Jin Ho Cho\*

## 요 약

본 논문에서는 센서교환이 용이하고 소량의 샘플을 요구하는 ISFET센서용 전해질 분석기의 샘플챔버(sample chamber)를 설계하였으며, 이를 이용한 2점 교정방식의 4채널 전해질 분석기를 구현하였다. 샘플과 교정용액들의 사용을 최소화하기 위한 샘플의 로딩상태 감지회로를 제안하였으며 이를 실현하였다. 구현된 전해질 분석기는 제어계통과 액류흐름계통으로 구성되어 있으며 전해질 분석기의 효과적인 제어를 위하여 측정루틴, 교정루틴 및 세척루틴의 시스템 소프트웨어를 각각 개발하였다.

## Abstract

In this paper, a sample chamber which provide easy replacement of ISFET sensor and consume only small sample volume for electrolyte analysis is designed and a 4-channel electrolyte analyzer employing 2-point calibration method is implemented. In addition, we proposed sample loading detection circuit for minimizing sample and calibration solutions and implemented it. Developed electrolyte analyzer consists of control system part and flow system part. For the effective control of the developed hardware, system software is developed as three individual routines ; measuring routine, calibration routine and washing routine.

## 1. 서 론

용액 중에 포함되어 있는 전해질을 측정하는 것은 분석화학, 생의학 및 환경관리 분야 등에서 매우 중요한 일이다. 이와 같은 전해질 측정에는 현재까지 ISE (ion selective electrode)가 널리 사용되고 있으며 금속

전극을 쓰는 방법이나 분광광도계를 이용하는 방법도 사용되고 있다. 하지만 ISE센서는 응답 속도가 느리고, 고가이며 사용이 까다로울 뿐만 아니라 구조적으로 소형화에 어려움이 있다. 이에 비하여 ISFET 반도체 마이크로센서는 집적회로 공정기술로 제조되므로 극소형이고 규격화, 양산화 및 측정회로와의 집적화를 이룰 수 있으며 빠른 응답특성을 가지고 있어 의료용이나 생체 계측용 등의 넓은 분야에서 응용이 기대되고 있다<sup>[1-4]</sup>. 이러한 ISFET센서를 이용하여 성분 분석용 기기 및 의료용 임상 검사기기를 개발하는데는 분석화학

\* 경북대학교 전자공학과(Department of Electronics, Kyungpook National University)

\*\* 센서기술연구소(STRC)

\*\*\* 경북대학교병원 의공학과(Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital)  
<접수일자 : 1997년 6월 5일>

관련 전문가, 의료전문가 및 관련 공학자가 상호 제휴를 통하여 개발하는 것이 효과적이거나, 국내의 이러한 움직임은 매우 드물었다. 최근에 와서 최 등<sup>[5-6]</sup>은 ISFET형 반도체 마이크로 센서를 이용하여 실험실 및 병원에서 널리 쓰이고 있으나 국산화가 전혀 이루어지지 않고 있는 전해질 분석 시스템 개발에 관한 연구를 수행하였다. 최 등이 개발한 2채널 전해질 측정기는 피측정액을 수동으로 주입하기 위한 주입구가 공기 중에 노출되어 있기 때문에 센서면에서의 산화막에 의한 측정 오차가 발생할 수 있으며 측정항목이 pH와 pNa<sup>+</sup> 측정에 국한된다. 또한 두 개의 단일 평판을 맞물리게 하고 이 사이에 센서를 끼워 넣은 구조의 샘플챔버를 사용하여 센서의 개별적 교환이 불가능할 뿐 아니라 다채널 확장의 어려움이 있었다. 임상용으로 사용될 수 있는 전해질 분석기는 측정에 필요한 피측정액의 양을 최소화시켜야 하고 센서 교환이 용이해야 하며 기포에 의한 오차를 줄일 수 있도록 샘플챔버를 설계할 것이 요구된다.

본 논문에서는 센서교환이 용이하고 샘플액의 소비가 작으며 샘플액의 로딩상태를 감지할 수 있는 4-채널 전해질 분석 시스템용 샘플챔버를 설계하고 이를 이용한 실험적 분석 시스템을 구현하였다. 제안된 샘플챔버는 샘플 로딩상태 감지에 이용될 수 있도록 2개의 기준전극을 사용하였으며 4각 막대관형 기관을 갖는 ISFET 센서의 설치와 세척에 알맞도록 지그재그형 도관의 각 굴곡점에 센서를 아래로 향하여 장착하는 방식을 취하였다. 이를 이용해 구현된 분석기는 센서와 마이크로 프로세서의 인터페이스부를 포함하는 제어계통과 세척, 교정 및 측정과정에서 각종 용액의 흐름이 이루어지도록 하는 액류흐름 계통(flow system)으로 구성되어 있다. 액류흐름 계통을 소프트웨어로 제어함에 있어 교정액들과 샘플액 및 세척수의 소비를 최소화시키기 위한 샘플링 검출 회로를 제안하였으며 관련 하드웨어 및 소프트웨어를 구현하였다. 실험 결과, 제안된 샘플챔버를 갖는 전해질 분석기는 4가지 전해질을 효과적으로 동시 측정이 가능하였으며, 측정의 재현성 평가를 통해 시스템이 양호하게 동작함을 확인하였다.

II. 샘플챔버 및 액류흐름 계통의 설계

시료가 액류흐름 계통에 의해 각각의 ISFET 센서들의 감지부에서 적절하게 반응할 수 있는 챔버가 필요하다. 이 챔버는 센서를 세척할 때 세척액을 적절히 가

두어 두거나 교정용 기준액을 끌어들이어서 자동교정을 하는 과정에서도 필요하다. 그러므로 샘플챔버의 설계는 전체 액류흐름 계통의 설계와 밀접한 연관성을 가진다.

1. 액류흐름 계통 설계

용액 내에 포함되어 있는 전해질을 분석하기 위한 시스템 설계에서는 액류흐름을 제어할 수 있는 알고리즘이 중요한 요인 중의 하나이다. 일회용 센서의 사용으로 센서의 측정 면에 묻어있는 액체들을 제거하거나 세척할 필요가 없는 반자동식 측정기와는 달리, ISFET 센서들을 이용한 측정기에서는 일회용뿐만 아니라 센서를 카드릿지에 끼워 일정시간 사용하는 형식을 취하는 것이 유리하다. 또한 2점 교정방식을 사용하여 4가지의 전해질을 동시에 측정할 수 있도록 액류흐름 계통을 설계할 필요가 있다.

이에 필요한 시스템의 액류흐름 계통을 그림 1에 나타내었다. 상단에는 도관 및 샘플챔버의 세척에 사용할 물탱크 1개와 4채널용 2점 교정에 사용할 8개의 기준용액을 위한 용기가 있으며 이들은 교정시 사용된다. 모두 3방 밸브(3-way valve)인 ①,②,③,④,⑤,⑥,⑦,⑧은 각각 위쪽의 교정용액 혹은 좌측에서 공급되는 세척수를 선택하며, 액류의 역류를 방지하는 역할을 한다. ⑨는 세척수 및 교정용액 혹은 피측정용액을 선택하기 위한 마이크로 밸브이다. 또한 물펌프는 세척수를 공급

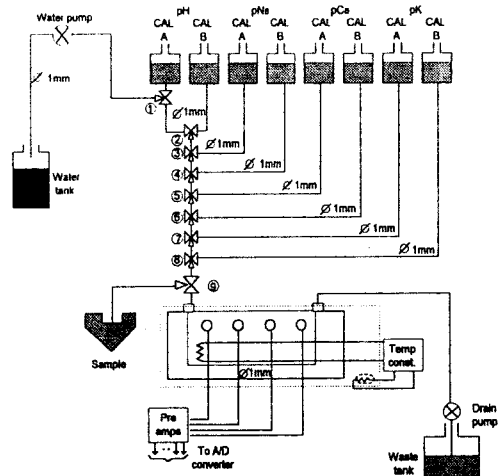


그림 1. 2점 교정방식의 액류 흐름계통도  
Fig 1. Block diagram of flow system for 2-point calibration.

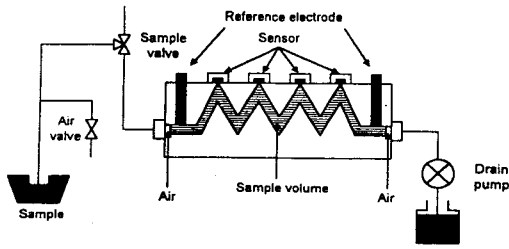


그림 2. 샘플링 검출을 위한 액류 흐름도

Fig 2. Block diagram of flow system for sample loading detection.

하기 위한 것이며 폐액펌프는 교정용액을 샘플챔버로 공급하고 세척된 폐액을 뽑아 내기 위한 소형 펌프이다. 세척수와 교정액 및 폐액을 인도하기 위한 도관으로 내경이 1.12mm인 테프론 튜브를 사용하였다. 또한 액체 흐름을 관장하는 마이크로 밸브와 펌프로는 내부의 재질이 내산성, 내알칼리성 소재인 PTFE로 된 것을 선택하였다. 이 계통의 특징으로는 도관의 직경이 모두 동일한 것을 사용하여 외부로부터의 공기유입을 차단함으로써 측정시 발생할 수 있는 공기방울을 없앤 것과 피측정액의 주입경로와 교정액의 주입경로를 일원화시켜 튜브 길이 및 밸브 수를 최소화시킨 점이다. 또한 샘플링 검출회로를 사용하여 측정시 필요한 샘플량을 줄이기 위한 액류 흐름도를 그림 2에 나타내었다.

먼저 샘플 챔버내의 도관 길이 만큼의 일정 샘플이 주입되고 난 후 공기 밸브를 열어 최소한의 샘플만을 측정에 사용하도록 하였다. 좌측 상단의 샘플 밸브를 통하여 주입된 샘플이 챔버내의 기준전극을 통과하면 두 기준전극 사이의 임피던스 변화를 일으키며 이 변화를 이용하여 샘플이 로딩되었음을 감지하고 펌핑을 중단하여 샘플의 최소 필요량만을 측정에 사용하도록 설계하였다. 이로 인하여 측정시 필요한 샘플량은 단지 두 기준전극 사이의 도관의 길이에 의한 체적이 된다.

## 2. 샘플챔버의 설계

액류흐름 계통에 의해 자동적으로 각 센서의 값을 측정하기 위해서는 pH, pNa<sup>+</sup>, pCa<sup>2+</sup> 및 pK<sup>+</sup> 센서가 동일한 공간 내에 장착될 수 있는 용기를 설계 제작하여야 한다. 샘플챔버 설계 시에 고려해야 할 사항은 시료의 주입과 흐름이 간편하고 원활해야 하며 시료를 적게 소비하는 동시에 센서 교환이 용이하고 기포발생에 의한 오차를 최소화하여야 한다는 점 등을 들 수 있다.

ISFET센서는 반드시 하나이상의 기준전극을 필요로

하므로 소량의 샘플액으로 측정하려면 센서와 기준전극을 적절히 배치시키면서, 측정 센서의 종류가 증가해도 소형 제작이 가능하도록 설계하여야 한다. 그림 3에서는 이러한 사항을 고려하여 설계한 샘플챔버의 구조를 나타내었다. 본 챔버의 크기는 115[mm]×30[mm]×50[mm]이며, 감지면에서 필요한 시료액의 체적은 수십[μl] 미만이 되지만, 센서와 센서사이의 간격 및 기준전극 설치 공간 등이 필요하므로 내부 체적은 좀 더 증가하게 된다. 본 논문에서 설계한 샘플챔버의 시료 체적은 단순히 샘플이 흘러가는 도관의 직경과 길이만으로 결정되기 때문에 샘플챔버 내부체적은  $(1.5\text{mm}/2)^2 \times 3.14 \times 168[\text{mm}] = 296[\mu\text{l}]$  정도가 된다. 실제 시스템에서는 샘플 입력지점에서부터 샘플챔버까지 시료가 분포하게 되므로 이양보다는 다소 증가하지만 챔버내의 시료의 로딩 상태를 체크하여 적절히 제어함으로써 감지부 부근에만 시료를 채우는 것이 가능하여 측정시 소요되는 시료량을 챔버 내부체적 정도에 머물게 할 수 있다. 또한, 샘플 챔버내의 공기방울 등으로 인한 오차를 줄이기 위하여 2개의 기준전극을 설치하였다. 그림 3(a)에서 좌우에 위치한 직경이 5.5[mm]이고 하부직경이 2.5[mm]인 2개의 구멍이 기준전극을 설치하기 위한 것이다. 각각의 소형 기준전극은 상부의 구멍 속에 3mol KCl 용액을 넣고 여기에 Ag-AgCl 전극을 나사형태의 고정체에 부착하여 삽입한 형태이며, 2.5[mm]구멍 하단 부분에 다공질 모세관을 만들어 시료와의 액계면을 형성하였다. 중앙의 네 개의 도넛형 표시는 개별센서를 떠 받치는 밀폐용 고무 O-링이다. 바깥쪽에 네 개의 동일한 O-링을 볼 수 있는데 이는 센서들을 장착할 때 평형유지를 위한 것이다. 상하 좌우의 7개의 구멍은 각 센서 소켓을 고정시키기 위한 나사 구멍이다. 그림 3(b)에서 시료흐름을 지그재그 형식으로 한 것은 센서 감지면과 시료 혹은 세척수가 잘 마주칠 수 있도록 하기 위한 것이다. 이 방식의 챔버는 사각평판의 기판위에 ISFET가 제조된 형태의 센서를 설치 및 교환하는데 가장 알맞도록 만들어진 것이다. 그림 3(c)에 보여진 챔버의 좌우측에 위치한 구멍은 교정액, 시료 및 세척수를 공급하기 위한 것이며 챔버 내부를 가로지르는 직경 8[mm]의 구멍은 측정시 챔버의 온도를 일정하게 유지하기 위한 항온용 히터를 설치하는 장소이다. 항온 유지 히터는 15[W]정도로서 이는 AC 100[V]용의 전용 제어기와 SSR유닛으로 구동된다. 온도의 설정범위는 20~40[°C]로서 향후 혈액용으로 사용할 경우 37[°C]로 조절이 가능하다.

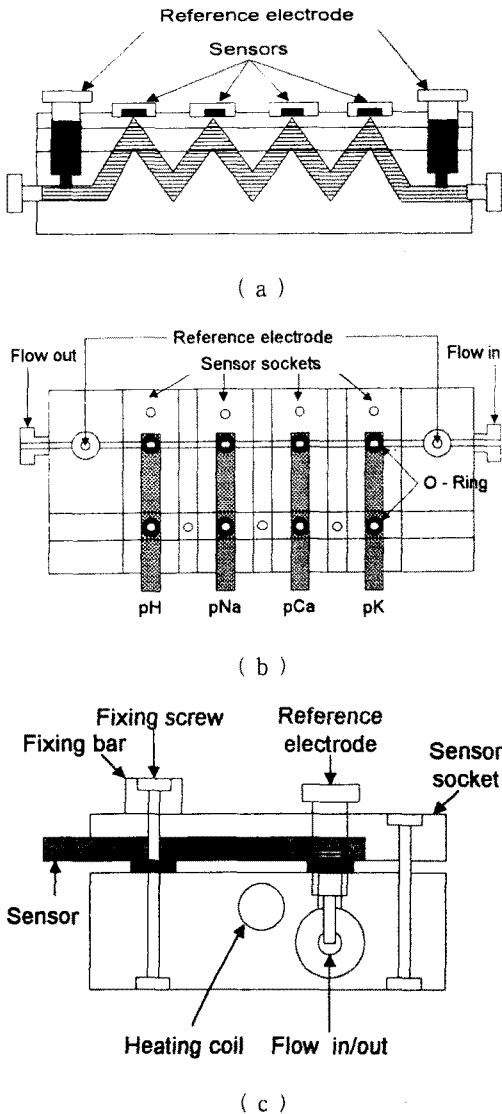


그림 3. 샘플챔버의 (a) 평면도와 (b) 정면도 및 (c)측면도  
 Fig 3. (a) Top view, (b) front view, and (c) side of sample chamber.

III. 제어회로 설계

시스템의 전체 회로는 센서 신호로부터 정확한 pH, pNa<sup>+</sup>, pCa<sup>2+</sup> 및 pK<sup>+</sup>의 값을 이온 농도로 환산하기 위한 전처리 회로와 연산회로 및 디스플레이 회로, 외부에서 환자의 ID를 입력시키고 시스템 동작명령을 주기 위한 회로 및 프린터용 I/O회로로 구성되어 있다. 또한

샘플챔버를 위한 항온 제어회로가 필요하며 이는 시판되고 있는 별도의 소형 온도제어 유닛을 사용하였다. 앞에서 제시된 액츄에이터를 제동을 위해 사용된 각종 전자 액츄에이터들은 밸브가 9개이고 펌프가 2개이다. 이들은 AC 100V 혹은 12V로 동작하며 수백 mA의 전류가 요구되므로 MPU에서 발생된 제어신호를 드라이브 회로를 통해 구동시킨다. 본 시스템의 디스플레이부는 사용자의 편의와 시스템 전체의 외관을 위하여 표시부의 크기가 큰 40×40행 규격의 LCD를 사용하였다. 각 부분을 제어용 MPU를 중심으로 하여 블록으로 나타내면 그림 4와 같다. 사용된 8097BH는 내부에 8채널 아날로그 MUX 및 10-bit A/D 변환기를 내장하고 있으며 LCD 및 액츄에이터들을 구동할 수 있는 충분한 포트를 갖추고 있는 16-bit 프로세서이기 때문에 본 측정기에 응용하기에 매우 적합하다.<sup>[7-10]</sup> 그림에서 4개의 프리앰프가 나타나 있는데 이들은 각각 pH용, pNa<sup>+</sup>용, pCa<sup>2+</sup>용 및 pK<sup>+</sup>용 채널이다. 이들 아날로그 신호들은 MPU에 내장된 멀티플렉서 회로와 샘플·호울드 회로를 거쳐 A/D 변환기로 인가되게 하였다. 4개 채널의 센서 신호 증폭부와 레벨 쉬프트 및 저역 통과 필터 회로는 모두 ISFET를 사용하기 때문에 거의 동일한 회로를 갖는다.

샘플링 검출을 위한 신호처리 회로는 그림 5에 나타내었다. 좌측 발진 회로를 통해서 발생된 교류 전압을 2단자 스위치를 통하여 샘플 챔버로 흘리면 챔버내의

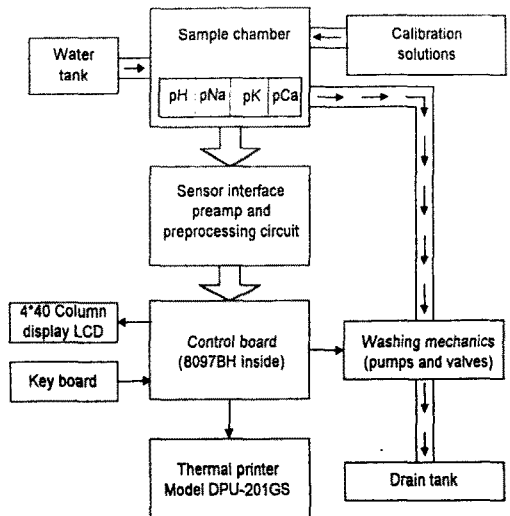


그림 4. 제어시스템의 개략도  
 Fig 4. Block diagram of control system.

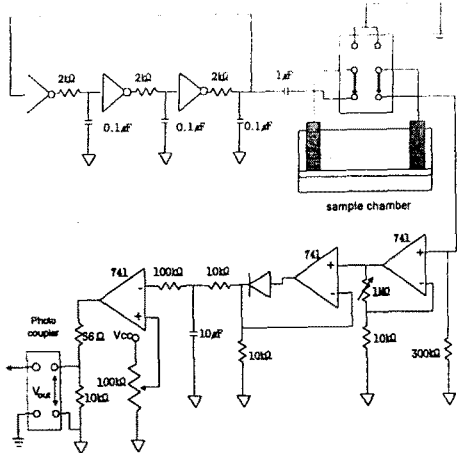


그림 5. 샘플링 검출 회로도  
Fig 5. Circuit of sample loading detection.

샘플의 로딩 상태에 따라 전압의 변화를 나타내게 되고 이 변화를 증폭하여 정류회로를 거쳐 저역통과 필터를 지나면 챔버내의 상태 변화가 DC전압의 변화로 나타내게 된다. 이 전압 변화를 비교기를 통해 특정전압과 비교하여 로직의 전압을 얻게 되어 MPU와 인터페이스가 이루어지게 하였다.

#### IV. 시스템 소프트웨어 설계

##### 1. 전체 흐름도

본 시스템은 전원을 켜둔 상태에서는 메인 메뉴에서 항상 키보드의 명령을 기다리는 방식을 사용하였다. 초기화 과정이 끝난 다음, "교정", "세척", "측정" 및 "출력" 키를 터치함으로써 원하는 루틴을 수행하고 각 루틴에서는 고유한 기능을 수행하도록 하였다. 또한 교정 및 측정시 키 입력에 의한 항목별 측정 및 교정을 가능하게 함으로써 단일 항목 측정시 불필요한 시간을 줄일 수 있도록 S/W를 구성하였다. 전체 제어 프로그램 흐름도를 그림 6에 보였다.

##### 2. 교정 루틴

교정 루틴이 선택되면 문자판 상에는 "calibration"이라는 단어를 표시한 다음 먼저 세척 루틴을 불러 샘플 챔버 내부에 있을 수 있는 이물질을 제거하게 된다. 그 다음 교정액을 샘플링하여 샘플챔버에 넣기 위해서 교정액 각각의 밸브와 펌프를 구동시킨다. 그후 각 센서들의 전압을 A/D변환하여 특성곡선을 결정하고 이를

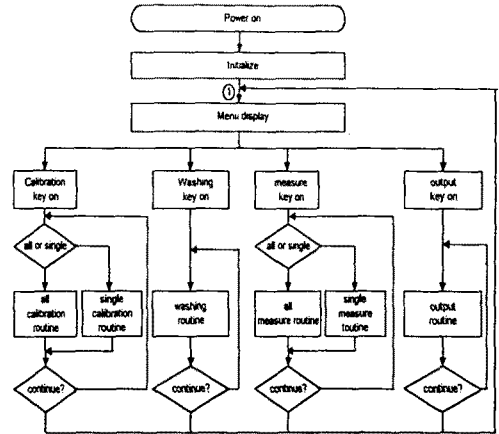


그림 6. 4채널 전해질 분석기의 주요 제어 프로그램 흐름도

Fig 6. Flow chart of main control program for the 4-channel electrolyte analyzer.

레지스터 상에 저장해 둔다. 반복 교정 수행 신호가 없으면 main루틴의 ①번 상태, 즉 초기화 직후상태로 되돌아가서 대기한다.

#### 3. 측정 루틴

##### 3-1. 측정 루틴

측정 루틴에서는 측정을 위한 액류흐름 계통의 순차적 제어와 신호처리가 단계적으로 이루어지도록 알고리즘이 설계되었다. 먼저 교정상태를 체크하고 측정액의 구별을 위하여 환자 ID에 관한 정보를 입력받게 된다. 물론 매번 검사에 따른 번거로움을 피하기 위해 환자 관련 데이터의 입력작업을 생략할 수 있게 하였다. 환자 데이터의 등록이 끝나면 LCD상에 기율기와 절편을 표시하고 측정하고자하는 샘플의 pH, Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup> 및 Ca<sup>2+</sup>의 출력신호를 A/D변환하는 한편 그 결과를 저장한다. 그후 측정값을 결정된 특성곡선과 비교하여 측정값을 보정하고 결과치를 계산한 다음 각각의 값들을 표시하도록 하였다. 측정된 결과치가 내장 프린터에서 인쇄를 끝내면 세척루틴을 불러 세척을 한 후, 다음 샘플의 측정을 기다린다.

##### 3-2. 샘플링 검출 루틴

이것은 샘플을 주입하는 과정에서 샘플량을 줄이고 로딩상태를 검출해 내기 위한 루틴이다. 환자 ID등록후 샘플을 주입하는 과정에서 우선 GND에 연결되어 있던

기준전극을 2단자 스위치를 이용하여 교류 발생회로쪽으로 연결한 상태로 1초 동안 샘플을 주입하게 된다. 일정량의 샘플을 주입한 후 샘플 밸브를 열어 더 이상의 샘플 유입을 중단하게 된다. 이 상태에서도 펌핑은 계속 이루어지므로 일정량의 샘플은 계속 챔버쪽으로 이동하게 되고 기준전극에서의 로딩신호가 발생하면 펌핑을 중단하게 된다. 이후 센서의 동작을 위해 2단자 스위치를 GND쪽으로 재 연결하여 센싱이 이루어지게 된다.

4. 세척 루틴

세척 루틴은 매번의 측정 및 교정마다 호출되어서 샘플챔버의 불필요한 성분들을 씻어 내기 위한 것이다. 측정기가 동작할 때는 세척을 하는 횟수가 빈번해지기 때문에 이의 시간이 길어지면 단위 샘플을 분석하는데 그만큼 시간이 많이 소요되어 결국 측정장치의 효율을 떨어뜨린다. 따라서 샘플챔버의 용적과 상태에 따라 가장 빠른 세척을 할 수 있도록 물 펌프의 펌핑시간을 조정하도록 하였다.

V. 실험 및 결과

개발된 시스템은 2점 교정을 하기 때문에 주어진 값의 정확도는 대부분 교정의 정확성에 의존한다. 즉, 각기 2가지의 기준용액을 이용하여 자동교정이 끝나면 최소한 2점의 측정값이 정확히 일치되며 나머지 지점들에 대해서는 각기 센서특성의 직선성에 의존하게 된다. 이렇게 2점 교정 방식을 사용함으로써 센서의 직선성을 최대한 활용할 수 있는 동시에 측정에 필요한 시간을 최소화할 수 있는 장점이 있다. 본 시스템에서는 센서들의 비직선성에 대한 수정 알고리즘은 고려되지 않았으므로 제작된 시스템의 자체 성능을 평가하기 위해서는 측정값의 재현성(reproducibility)을 조사하는 것이 중요하다. 표 1에서는 교정에 사용된 교정용액의 농도를 나타내고 있으며 이는 혈액 내에 포함된 전해질 농도를 포함하는 값으로 정하였다.

본 시스템의 측정 능력을 평가하기에 앞서 최 등이 개발한 ISFET센서방식 전해질분석기의 pH와 pNa에 대한 측정 능력을 표 2에 나타내었다.

표 3에서 표 6까지는 입력용액에 대하여 반복 측정된 측정수치들의 값을 나타내었다. 측정은 8회 반복 측정 하였으며, 각 측정값(measured value)에 대한 기준

표 1. 2점 교정에 사용된 기준용액의 값  
Table 1. The value of reference solution used 2-point calibration.

기준용액의 종류	pH용	pNa용	pCa용	pK용
용액 A 농도	pH 4.00	pNa 0.00	pCa 1.00	pK 1.00
용액 B 농도	pH 7.00	pNa 2.00	pCa 3.00	pK 3.00

표 2. 기존 전해질 분석기의 pH 및 pNa' 측정값  
Table 2. Measured pH and pNa' value of conventional analyzer.

	pH			pNa'			
	4.00	7.00	10.00	0.00	1.00	2.00	3.00
측정값	3.87	6.95	9.91	-0.454	0.565	1.450	2.554
오차	-0.13	-0.05	-0.09	-0.454	-0.435	-0.550	-0.446

표 3. 기준 용액에 대한 개발 장비의 pH측정값  
Table 3. Measured pH values of developed analyzer for reference solution.

	pH 4.00		pH 7.00		pH 10.00	
	measured	error	measured	error	measured	error
1	4.071	+0.071	7.089	+0.089	10.120	+0.120
2	4.046	+0.046	7.012	+0.012	10.299	+0.299
3	3.932	-0.068	6.945	-0.055	9.915	-0.085
4	3.959	-0.041	7.109	+0.109	9.945	-0.055
5	4.099	+0.099	6.995	-0.005	9.875	-0.125
6	4.063	+0.063	6.974	-0.026	10.040	+0.040
7	4.137	+0.137	7.077	+0.077	9.992	-0.008
8	4.020	+0.020	7.025	+0.025	10.044	+0.044
e <sub>av</sub>		0.068		0.055		0.097
σ		0.064		0.055		0.125

값(true value)과의 오차(e), 평균오차(e<sub>av</sub>) 및 표준편차(σ)를 나타내었다. 평균 오차를 계산할 때는 오차의 절대치를 사용하였다. 측정결과를 보면 pH측정에서의 최대 평균오차는 0.097였고 pNa', pCa<sup>2+</sup> 및 pK'의 최대 평균오차는 각각 0.171, 0.135 및 0.121로 나타났다. pH 오차에 비해 다른 전해질의 측정오차가 다소 크게 나타나지만 비교적 근사한 값을 보이고 있다. 이 결과를 기존 분석기 결과와 비교해 볼 때, pH측정의 경우 기존 시스템의 최대 오차는 0.13이었으나 본 논문의 최

표 4. 기준 용액에 대한 개발 장비의 pNa<sup>+</sup> 측정값  
Table 4. Measured pNa<sup>+</sup> values of developed analyzer for reference solution.

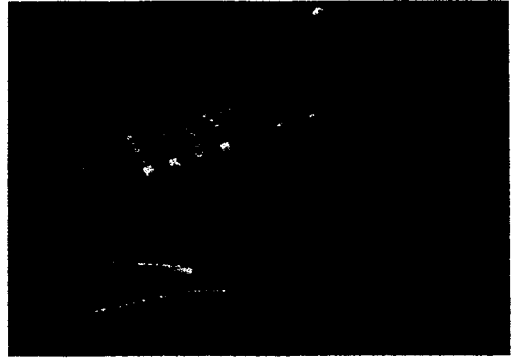
	pNa <sup>+</sup> 0.00		pNa <sup>+</sup> 1.00		pNa <sup>+</sup> 2.00		pNa <sup>+</sup> 3.00	
	measured	error	measured	error	measured	error	measured	error
1	-0.174	-0.174	1.076	-0.076	1.892	-0.108	2.723	-0.277
2	-0.179	-0.179	1.061	+0.061	2.129	-0.129	2.734	-0.266
3	0.048	+0.048	0.985	-0.015	1.865	-0.135	3.220	+0.220
4	-0.063	-0.063	0.910	-0.090	1.968	-0.032	3.000	0.000
5	-0.152	-0.152	0.924	-0.076	2.061	+0.061	2.899	-0.101
6	-0.154	-0.154	1.046	-0.046	1.892	-0.108	2.830	-0.170
7	-0.100	-0.100	1.085	+0.085	1.957	-0.043	2.847	-0.153
8	-0.100	-0.100	1.057	+0.057	1.875	-0.125	2.813	-0.187
e <sub>av</sub>		0.121		0.063		0.092		0.171
σ		0.070		0.055		0.089		0.151

표 5. 기준 용액에 대한 개발 장비의 pCa<sup>2+</sup> 측정값  
Table 5. Measured pCa<sup>2+</sup> values of developed analyzer for reference solution.

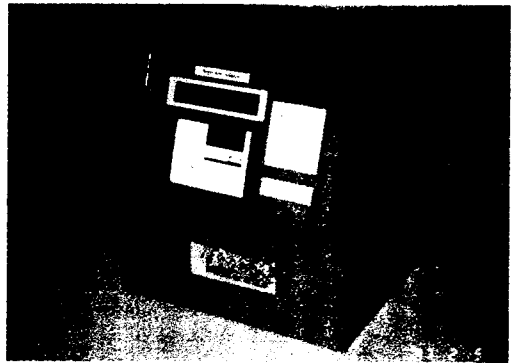
	pCa <sup>2+</sup> 1.00		pCa <sup>2+</sup> 2.00		pCa <sup>2+</sup> 3.00		pCa <sup>2+</sup> 4.00	
	measured	error	measured	error	measured	error	measured	error
1	1.040	+0.040	1.960	-0.040	2.880	-0.120	4.120	+0.120
2	1.000	0.000	2.200	+0.200	3.040	+0.040	4.080	+0.080
3	1.080	+0.080	1.920	-0.080	3.000	0.000	3.920	-0.080
4	1.160	+0.160	1.840	-0.160	2.920	-0.080	4.200	+0.200
5	1.080	+0.080	1.720	-0.280	3.040	+0.040	4.200	+0.200
6	1.040	+0.040	1.800	-0.200	2.920	-0.080	4.120	+0.120
7	1.160	+0.160	1.920	-0.080	3.000	0.000	4.120	+0.120
8	0.840	-0.160	2.040	+0.040	2.920	-0.080	4.120	+0.120
e <sub>av</sub>		0.080		0.135		0.050		0.130
σ		0.095		0.139		0.058		0.082

표 6. 기준 용액에 대한 개발 장비의 pK<sup>+</sup> 측정값  
Table 6. Measured pK<sup>+</sup> values of developed analyzer for reference solution.

	pK <sup>+</sup> 1.00		pK <sup>+</sup> 2.00		pK <sup>+</sup> 3.00		pK <sup>+</sup> 4.00	
	measured	error	measured	error	measured	error	measured	error
1	0.971	-0.029	2.110	+0.110	3.049	+0.049	4.194	+0.194
2	0.971	-0.029	1.942	-0.058	3.000	0.000	4.086	+0.086
3	1.057	+0.057	2.109	+0.109	2.947	0.053	3.971	-0.029
4	1.023	+0.023	1.835	-0.165	3.013	+0.013	3.772	-0.228
5	0.971	-0.029	1.950	-0.050	3.136	+0.136	4.178	+0.178
6	0.986	-0.014	1.920	-0.080	3.146	+0.146	4.000	+0.000
7	0.960	-0.040	1.863	-0.137	2.901	-0.099	3.839	-0.161
8	1.012	+0.012	1.851	-0.149	3.135	+0.135	4.098	+0.098
e <sub>av</sub>		0.030		0.107		0.078		0.121
σ		0.034		0.101		0.086		0.143



(a)



(b)

그림 7. 개발된 전해질 분석기의 (a) 샘플챔버와 (b) 외관의 사진

Fig 7. Photograph for (a) the sample chamber and (b) the exterior view of developed electrolyte analyzer.

대 측정 오차는 0.097로써 다소 향상 된 것을 볼 수 있다. 반면에 pNa<sup>+</sup>의 경우 기존의 최대 오차는 0.550으로써 본 논문의 최대 오차인 0.171과 비교하면 본 논문에 사용된 분석 시스템이 월등히 향상된 결과를 보임을 알 수 있다. 또한 기존 시스템에서는 측정 할 수 없었던 pCa<sup>2+</sup>와 pK<sup>+</sup>는 비교대상이 없으므로 생략하였다.

표 3~6에 수록된 실험데이터는 각 용액이 혼합된 상태가 아닌 개별용액들에 대한 측정결과이다. 실제 4가지 용액을 모두 혼합할 경우 개별측정을 했을 때와는 다른 오차들이 나타남이 관찰되었으나, 이들을 해결하기 위한 센서특성의 개선에 관한 연구 및 시스템구성과 신호처리방법에 대한 연구는 앞으로 계속 연구되어야 할 과제이다.

그림 7에서는 실제 제작된 시스템에 대한 사진을 나타내고 있다. (a)는 센서 개별소켓과 2개의 기준전극 및 항온유지용 히터가 장착된 샘플 챔버이며, (b)는 시스템 외관의 사진이다.

## VI. 결 론

본 논문에서는 ISFET형 반도체 전해질 센서에 활용될 수 있는 4채널 탁상형 전해질 분석 시스템을 설계하고 이를 시험 제작하였다. 이를 위하여 복수개의 센서를 교환 및 교정하는데 적합한 신호처리회로를 설계하고 온도 보상이 가능한 4채널용 샘플챔버 및 액류흐름 계통과 제어회로부, 샘플링 검출 회로를 포함하는 하드웨어 부분과 시스템 구성 소프트웨어를 설계 및 제작하였다. 그 중 액류흐름 계통은 9개의 마이크로 밸브와 2개의 미니 펌프로 이루어지며, 이들은 16 비트 MPU를 이용한 제어보드로써 구동시켰다. 또한, 전해질 분석 시스템의 소프트웨어는 각각 기본 루틴, 측정 루틴, 교정 루틴 및 세척 루틴 등으로 나누어 개발하였다. 이들 소프트웨어를 하드웨어에 이식한 다음 대표적인 전해질 센서들인 ISFET형 pH, pNa<sup>+</sup>, pK<sup>+</sup> 및 pCa<sup>2+</sup> 센서를 사용하여 실험한 결과 제작된 시스템이 양호하게 동작함을 확인하였다. 또한 앞으로 정확도 개선 및 용액이 혼합된 상태에서 측정이 가능하도록 하기 위한 연구가 계속될 필요가 있다.

## VII. 참고 문헌

[1] 大坪修, 舟波登, 山崎弘郎, “最新 醫用 sensing systems,” 日本 R&D フランニク社, pp. 13-55, 1988.

[2] Richard Aston, “Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement,” Maxwell Macmillan International Editions, pp. 423-444, 1991.

[3] J. G. Webster, “Medical Instrumentation Application and Design,” Houghton Mifflin, pp. 596-628, 1992.

[4] W. Gumbrecht et. al “Online blood electrolyte monitoring with a chemFET microcell system,” Sensors and Actuators, pp. 447-480, 1990.

[5] 최준혁, 이병주, 원철호, 구성모, 조진호, “ISFET 마이크로 센서의 신호처리 및 전해질 분석기의 구현,” 신호처리 합동학술대회 논문지, 제8권, 1호, pp. 525-529, 1995.

[6] 손병기, 이홍락 등, “FET형 반도체 마이크로 센서 개발 (II),” 센서기술연구소 연구보고서, pp. 97-129, 1994.

[7] Intel, Embedded C Microcontrollers and Processors, 1993.

[8] 정재륜, One Chip 8096/8097 Microprocessor, 1994.

[9] 김영해, 센서 인터페이싱 (1), 기전연구사, pp. 181-193, 1987.

[10] W. J. Tompkins and J. G. Webster, Interfacing Sensors to IBM PC, Prentice Hall, 1988.



---

 著 者 紹 介
 

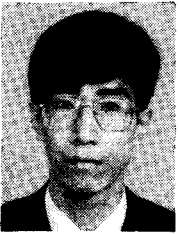
---

**배상곤**

1970년 12월 22일생. 1995년 2월 영남대학교 전자공학과 졸업(학사). 1997년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사). 1997년 2월 ~ (주) LG 전자 연구원. 주관심 분야 : 센서 응용 및 신호처리, 디지털 하드웨어 설계.

**이호신**

1974년 8월 15일생. 1996년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업(학사). 1996년 2월 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 석사과정. 주관심 분야 : 반도체 센서 응용 및 회로 설계.

**원철호**

1968년 2월 3일생. 1992년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업(학사). 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사). 1997년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정 수료. 주관심 분야 :

의용 계측 및 신호처리, 디지털 하드웨어, 의학 영상처리.

**채승표**

1966년 5월 18일생. 1992년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사). 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사). 1996년 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정 재학중.

**조병욱**

『센서학회지 제1권 제1호』 논문 92-08, p.101 참조  
현재 경북대학교 전자공학과 박사과정.

**김창수**

『센서학회지 제1권 제1호』 논문 92-08, p.101 참조  
현재 센서기술연구소 연구원.

**손병기**

『센서학회지 제1권 제1호』 논문 92-08, p.101 참조  
현재 경북대학교 전자·전기공학부 교수, 센서기술연구소 소장.

**김명남**

『센서학회지 제3권 제3호』 논문 94-3-3-05, p.35 참조  
현재 경북대학교병원 의공학과 전임강사.

**조진호**

『센서학회지 제3권 제3호』 논문 94-3-3-05, p.35 참조  
현재 경북대학교 전자·전기공학부 교수, 경북대학교병원 의공학과장.