

논문 2003-12-1-05

## 휴대형 혈액가스분석 시스템의 구현 및 성능평가

정도운\*, 전계록\*\*, 배진우\*, 김길중\*\*\*, 심윤보\*\*\*\*

### Implementation on the Portable Blood Gas Analyzer and Performance Estimation

Do Un Jeong\*, Gye Rok Jeon\*\*, Jin Woo Bae\*, Gil Jung Kim\*\*\*, Yoon Bo Sim\*\*\*\*

#### 요 약

본 연구에서는 동맥혈액 내의 혈액가스(pH, pCO<sub>2</sub>, pO<sub>2</sub>)를 측정할 수 있는 휴대용 혈액가스 분석 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템은 크게 하드웨어부와 소프트웨어부로 구분하였으며, 하드웨어부는 메커니즘과 전자회로부로 구분하여 설계하였다. 소프트웨어부는 각 모듈별로 작성하였으며, 운용프로그램, 세척프로그램, 교정프로그램, 측정프로그램 등으로 구성하였다. 그리고 시스템의 정확한 교정을 위하여 2점 교정방식을 사용하였고, 1점 보정방식을 추가 적용하여 측정의 정확성을 높이고자 하였다. 시스템의 평가를 위하여 각 전극의 감응특성을 조사하였다. 그리고 정확도 평가를 위하여 표준용액을 이용하여 측정실험을 하고 통계적인 분석을 하였다. 그 결과 계수변화율이 1.12이내 이었고, 최대오차가 1.298 %이내인 정확도를 나타내었으며, 휴대형 ABGA의 개발 가능성을 확인하였다.

#### Abstract

In this study, we implemented the measurement of pH, pO<sub>2</sub>, pCO<sub>2</sub> of the arterial blood on a portable blood gas analysis system. This system is consist of two parts of hardware and software. The hardware part is divided into a fluidic mechanism and an electronic circuit unit. The system program is composed of operating, washing, correcting, and measuring routines. Both of 1-point and 2-point calibration schemes were used to enhance the accuracy of the measurement. In order to evaluate the performance of the developed system, we measured and performed statistical analysis on the characteristics of the sensing electrode response. As a result, coefficient variation was within 1.12, and maximum error was within 1.298%. We confirmed development possibility of portable blood gas analyzer.

**Key Words** : arterial blood, pH, pO<sub>2</sub>, pCO<sub>2</sub>, portable blood gas analysis system

## 1. 서 론

인체에는 인체 내부의 환경을 일정하게 유지하기 위해 필요로 하는 수백 가지의 케환제어시스템(feedback control system)들이 존재하며, 이들 케환제어 시스템들은 항상성(homeostasis)을 유지하기 위한 필수적인 구성요소이다. 항상성은 인체 내의 당분, 염분, 수분, 삼투압, 산-염기 평형(acid-base balance), 그리고 압력 및 생체 기관을 구성하는 여러 가지 물질들을 조절할 뿐만 아니라 환경의 변화 및 질병 등에 대처한다. 이러한 시스템들 중에서 산-염기 평형은 인체 내

\* 부산대학교 대학원 의공학협동과정 (Dept. of Interdisciplinary Program in Biomedical Engineering, Pusan National University)

\*\* 부산대학교 의과대학 의공학교실 (Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Pusan National University)

\*\*\* 동서대학교 정보시스템공학부 전자공학과 (Dept. of Electronics Engineering, Division of Information System Engineering, DongSeo University)

\*\*\*\* 부산대학교 자연과학대학 화학과 (Dept. of Chemistry, College of Natural Sciences, Pusan National University)

<접수일자 : 2002년 7월 31일>

의 체액을 모든 기관으로 운송하는 순환 시스템의 주요 구성 요소인 혈액 중 동맥혈의 수소이온 농도 (power of hydrogen, pH), 산소분압 (partial pressure of oxygen,  $pO_2$ ), 탄산가스분압 (partial pressure of carbon dioxide,  $pCO_2$ ), 그리고 중탄산염 (bicarbonate,  $[HCO_3^-]$ )의 농도에 의해 유지된다<sup>(1-2)</sup>. 이들 분압과 농도가 항상 정상 범위 내에서 유지되도록 인체 내의 보상 기전들과 항상성들이 작용하고 있다. 하지만 보상기전과 항상성의 균형이 파괴되면 산-염기 불평형을 초래하게되며, 인체에 치명적인 영향을 미치게 되므로 산-염기 평형 상태의 검사는 응급검사의 일종으로 인식되고 있다. 그리고 산-염기 상태전이 (status transition)에 따라 치료방법을 다르게 적용하여야 한다<sup>(3-4)</sup>.

산-염기의 평형상태를 진단하기 위하여 혈액가스분석기 (arterial blood gas analyzer, ABGA)를 이용한다. 일반적으로 ABGA는 병원의 임상병리과 응급검사실에 설치하여 검사를 시행하며, 이러한 경우 환자의 산-염기 평형 상태를 통보 받는데 경과되는 시간은 대개 약 30분 정도 소요된다. 그러나 혈액가스검사에서 동맥 혈액을 채취한 후 5분 이내에 산-염기 상태의 진단이 이루어지지 않을 경우에는 환자는 보상 기전에 의해 이미 다른 상태로 천이 되었을 가능성이 많기 때문에 혈액가스분석 결과를 통보 받는 시점과 혈액이 채취되는 시점의 환자의 산-염기 상태는 다를 수 있다. 따라서 환자 상태에 따른 즉각적인 치료를 수행하기 위해서는 신속한 검사가 이루어져야 할 필요성이 있다<sup>(5-6)</sup>.

본 연구에서는 현시진료 (point of care)가 가능하도록 휴대하기가 편하며, 검사 시간이 약 2분 정도 소요되고, 임상분석 결과가 비교적 정확하며 재현성이 높은 ABGA를 구현하였다. 구현된 ABGA는 크게 시스템 하드웨어부와 소프트웨어부로 구분하였다. 먼저 시스템 하드웨어부는 시스템 메커니즘부와 시스템 회로부로 구분하였다. 그리고 시스템 하드웨어부의 메커니즘부를 전극부, 액류흐름부, 그리고 온도 유지부 메커니즘으로 구분하여 구성하였다. 또한 시스템 하드웨어의 회로부는 크게 전극 측정부와 주처리부 및 주변장치부로 구성하였다. 그리고 시스템 소프트웨어부는 운용, 세척, 교정, 그리고 측정 프로그램 등으로 구분하였다. 그리고 구현된 ABGA의 타당성을 검증하기 위하여 각 전극의

감응 특성을 조사하였으며, 시스템의 정확도 평가를 위하여 표준시료를 반복 측정하여 그 결과를 통계분석 하였다.

## II. 혈액가스 분석 시스템의 하드웨어 구현

본 연구에서 구현된 ABGA의 하드웨어부는 시스템 메커니즘부와 시스템 회로부로 구분하였다. 그리고 시스템 하드웨어부의 메커니즘부는 액류흐름부, 전극부, 그리고 온도 유지부 메커니즘으로 구분하여 구성하였으며, 구현된 ABGA의 전체적인 구성도는 그림 1과 같다.

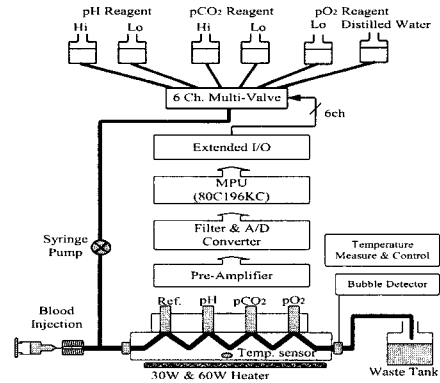


그림 1. 제안한 혈액가스분석 시스템의 전체 구성도.

Fig. 1. Block diagram of the proposed blood gas analyzer.

### 1. 혈액가스분석 시스템의 메커니즘 설계

본 연구에 의해 구현된 ABGA의 메커니즘은 크게 액류흐름 계통, 전극부, 그리고 온도 유지 메커니즘으로 구분하여 구성하였다. 구분된 각 메커니즘의 구성 방법과 기능은 다음과 같다. 액류흐름 메커니즘부는 혈액흐름과 시약흐름 메커니즘으로 구분하였다. 이들 중 혈액 흐름부는 혈액 주입부와 혈액흐름 감지부로 구분하여 구성되었다. 혈액흐름 계통은 주사기를 이용한 수동주입 방식을 사용하였다. 따라서 주사기 삽입의 편의를 위해 삽입 가이드와 혈액 주입부를 설계하였으며, 혈액의 역류를 방지하기 위하여 솔레노이드 밸브를 부착하였다. 시약흐름 계통은 액류의 원활한 이송을 위하여 내경이 1 mm 인 실리

콘 튜브와 직류 모터로 구동되는 소형 펌프를 사용하였다. 그리고 시약흐름 메커니즘부는 여러 가지 교정 용액들이 순차적으로 흐를 수 있도록 6 채널멀티밸브 (6-channel multi valve, EW-01367-83, Cole-Parmer Instrument Company, Canada)를 사용하여 액류흐름을 제어하였다.

그리고 ABGA의 전극부는 pH, pCO<sub>2</sub>, 그리고 pO<sub>2</sub> 전극들이 어레이 형태로 배열되었고, 혈액 및 교정용액이 유입될 때 각 전극들이 최적의 조건에서 감응할 수 있도록 플로우-셀을 설계하였다. 플로우-셀은 PVC를 가공하여 제작하였으며, 전극부착을 위한 윗면과 액류의 이동을 위한 아래 면으로 구분하였다. 윗면은 직경 7 mm의 구멍 4 개를 뚫어 전극을 탈·부착하는 방식을 사용함으로써 전극의 교체가 용이하도록 하였으며, 전극과 전극 삽입 홀 사이에서 누액을 방지하기 위하여 실리콘 재질의 O링 (O-ring)을 사용하였다. 전극부의 아래 면은 액류와 전극의 접촉 상태를 향상시키고 세척의 효율을 높이기 위하여 직경 1 mm의 홈을 지그재그 형태로 가공하였다. 그리고 윗면과 아래 면을 부착하면서 중간에 두께 1 mm의 실리콘 패킹을 삽입함으로써 누액을 방지함과 동시에 액류가 전극에 반응할 수 있는 공간을 확보하였다. 또한 플로우-셀의 입구와 출구에 금속관을 설치함으로써 플로우-셀 내부에 공기방울의 유입 여부를 검사하기 위한 전극으로 사용하였으며, 액류 흐름을 위한 실리콘 튜브를 연결하는 용도와 겸해서 사용할 수 있게 하였다. 전극부의 구성을 위해 제안된 플로우-셀의 구조도는 그림 2와 같다.

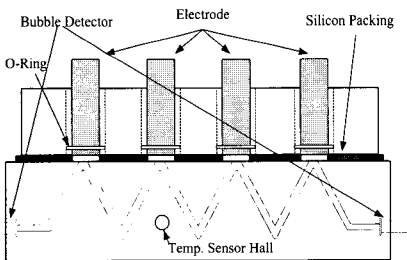


그림 2. 제안한 플로우-셀 구조도.  
Fig. 2. Structure of the proposed flow-cell.

혈액가스는 플로우-셀 내부의 온도 변화에 따라 민감하게 반응하므로 정확한 측정을 위해서는 플로우-셀의 온도를 체온과 동일하게 유지할 필요

성이 있다. 따라서 플로우-셀의 아래 면에 온도 센서 삽입용 구멍을 뚫어 플로우-셀의 온도를 측정할 수 있게 하였으며, 60 W와 30 W의 2 개의 가열용 히터를 평판 형태로 제작하여 플로우-셀의 측면과 밑면에 설치하였다. 60 W 히터는 신속한 온도 조절용으로 사용하였고, 30 W 히터는 미세 온도 조절용으로 사용하여 플로우-셀의 온도를 체온과 동일하게 유지하도록 하였다.

2. 혈액가스분석 시스템의 회로부 설계

시스템 하드웨어의 회로부는 크게 전극 측정부와 주처리부 및 주변 장치부로 구분하였다. 이들 중 전극 측정부는 pH, pCO<sub>2</sub>, pO<sub>2</sub>, 그리고 온도 등의 신호를 검출하여 오프셋 조정, 증폭, 그리고 필터링 등의 과정을 거쳐 디지털 신호로 변환하기 위한 회로와 플로우-셀 내부 액류의 상태 즉, 공기 방울의 유입 여부를 검사하기 위한 액류감지 회로 등으로 구성하였다. 그리고 주 처리부는 여러 가지 신호의 분석과 소자들의 원활한 제어를 위해 원칩 마이크로 프로세서를 사용하여 구성하였다. 또한 주변 장치부는 사용자 인터페이스를 위해 키-패드, LCD, 그리고 직렬통신 등으로 구성하였으며, 구현된 ABGA 회로부의 전체 구성도를 그림 3에 나타내었다.

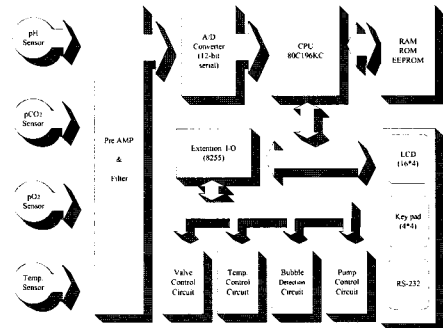


그림 3. 혈액가스분석 시스템의 회로부 구성도.  
Fig. 3. Block diagram of electronic circuit of the proposed blood gas analyzer.

전극 측정부는 pH, pCO<sub>2</sub>, pO<sub>2</sub>, 온도, 그리고 플로우-셀 내부의 액류흐름 상태를 감지한 후 이를 분석 가능한 신호로 변환하기 위해 설계되었다. 먼저 pH와 pCO<sub>2</sub> 전극은 전위차계법 (potentiometry)에 의하여 신호를 검출하였다. pH와 pCO<sub>2</sub> 전극은 내부 저항이 매우 크므로 전극에서 출력되는 감응 신호를 검출하기 위하여 높은 입력 임피던스를 갖는 FET type의

연산증폭기를 이용하여 전압폴로워 (voltage follower)를 구성하였으며, 검출된 신호의 오프셋을 조정하여 신호의 레벨을 변화시킨 후 증폭함으로서 임상적용 범위 내에서 측정되는 신호의 분해능을 향상시켰다. 그리고 신호의 고주파 잡음을 제거하고 출력 임피던스를 낮추기 위하여 2차 버터워즈 (butterworth) 저역통과필터를 설계하였으며, 그림 4에 pH 및 pCO<sub>2</sub> 측정부의 구성도를 나타내었다.

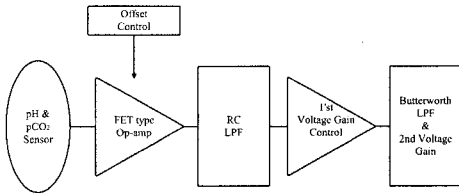


그림 4. pH 및 pCO<sub>2</sub> 측정부 구성도.  
Fig. 4. Block diagram of the pH and pCO<sub>2</sub> measuring part.

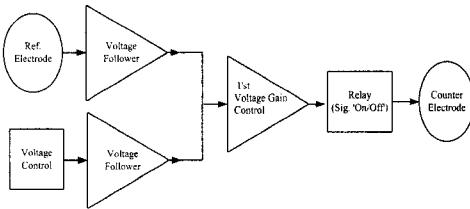


그림 5. pO<sub>2</sub> 측정을 위한 potentiostat 구성도.  
Fig. 5. Block diagram of the potentiostat for pO<sub>2</sub> measurement.

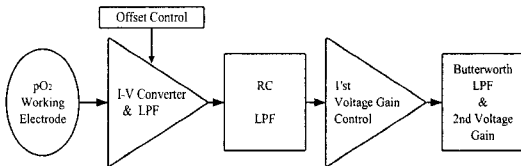


그림 6. pO<sub>2</sub> 측정을 위한 전류-전압 변환기와 증폭부 구성도.  
Fig. 6. Amplifier and I-V converter for pO<sub>2</sub> measurement.

pO<sub>2</sub>의 측정은 전류계법 (amperometry)에 의해 측정하였으며, 이는 Clark형 전극에 분극전압을 인가한 후 전극에 흐르는 전류를 측정하는 방식이다. 분극전압을 인가하기 위하여 전압분배의 원리에 의해 바이어스 전압조절이 가능한 정

전압원 (potentiostat) 회로를 구성하였으며, 그 구성도를 그림 5에 나타내었다. 그리고 전극의 출력 전류를 검출하기 위하여 전류 - 전압 변환회로를 설계하고 pH와 pCO<sub>2</sub> 전극의 신호처리와 동일한 방법으로 신호를 증폭하고, 필터링하여 pO<sub>2</sub> 전극 신호를 검출하였으며, pO<sub>2</sub> 신호 검출부의 구성도를 그림 6에 나타내었다.

다음으로 플로우-셀의 온도를 모니터링하고 일정하게 유지하기 위하여 온도 측정 및 조절부를 구성하였다. 이를 위하여 온도에 따라 출력전압이 변화하는 반도체식 온도 센서를 사용하여 온도신호를 검출하여 증폭 한 후 비교기의 기준전압과 비교하였다. 비교한 결과에 따라 2 개의 히터를 제어함으로써 체온과 동일한 온도를 유지할 수 있는 회로를 설계하였으며, 그 구성도를 그림 7에 나타내었다.

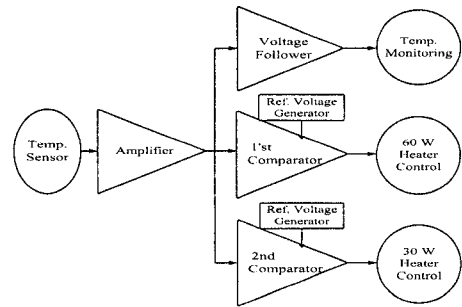


그림 7. 온도 측정 및 조절부의 구성도.  
Fig. 7. Block diagram of the temperature measurement and control part.

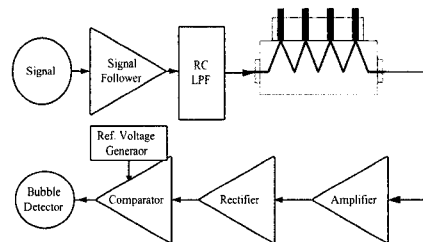


그림 8. 액류흐름 감지부의 구성도.  
Fig. 8. Block diagram of the liquid flow sensing part.

마지막으로 플로우-셀 내부에 공기방울의 유입 여부와 전극이 감응할 수 있는 액류의 적정 수준에 따라 플로우-셀 내의 전도도 특성이 달라짐을 이용하여 액류감지부를 구성하였다. 이를

위하여 플로우-셀의 유입부에 교류신호를 인가하여 유출부에서 신호를 검출하여 정류회로와 신호의 평활화를 위한 RC 필터를 통과한 후 비교기를 이용하여 기준전압과 비교함으로써 플로우-셀의 액류상태를 모니터링할 수 있도록 구성하였으며, 그 구성도를 그림 8에 나타내었다.

### III. 혈액가스 분석 시스템의 소프트웨어 구현

ABGA의 시스템 운용 프로그램은 전체 운용 프로그램과 각 루틴별 부 프로그램으로 구성되었다. 이들 부 프로그램들은 전체 운용 프로그램에서 호출하는 방식으로 운용되며, 크게 세척, 교정, 그리고 측정 프로그램으로 구성되었다. 전체 운용 프로그램에서는 우선 프로그램이 시작되면 주변 장치부와 입·출력 포트들을 초기화시킨다. 초기화가 끝나면 측정의 준비 단계로 플로우-셀을 예열하기 위하여 가열히터를 가동시킨다. 이때 온도를 모니터링 하여 체온과 동일한 상태가 되면 각 루틴별 부 프로그램을 실행하기 위한 준비 단계를 마치게 된다. 이 때는 키의 입력을 받아서 각 루틴별 부 프로그램을 호출하여 실행하게 되며 이를 실행한 후 다시 다음 키의 입력을 기다리게 되며, 이를 도식화하면 그림 9와 같다.

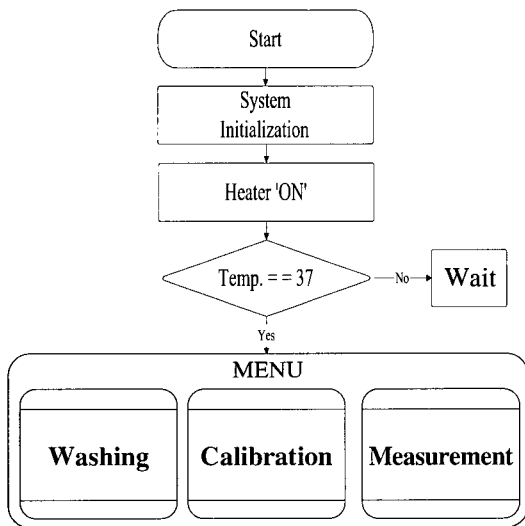


그림 9. 운용 프로그램의 흐름도.  
Fig. 9. Flowchart of the management routine.

### 1. 혈액가스분석 시스템의 세척 프로그램

세척 루틴은 교정이나 측정에 있어서 제일 먼저 실행되어야 할 루틴이다. 즉 액류흐름에 관련이 있는 여러 가지 튜빙, 플로우-셀, 전극의 반응부에 묻어 있을지도 모르는 이 물질을 제거하기 위한 루틴으로서 세척을 위해 밸브들을 개방하고, 시린지 펌프를 일정시간 동안 구동하여 세척 작업을 수행한다. 그리고 세척 작업의 완료 후 세척의 상태를 확인하기 위하여 각 전극의 측정값을 읽어 설정된 기준치와 비교함으로써 세척의 상태를 점검할 수 있도록 구성하였으며, 세척 프로그램의 흐름도는 그림 10과 같다.

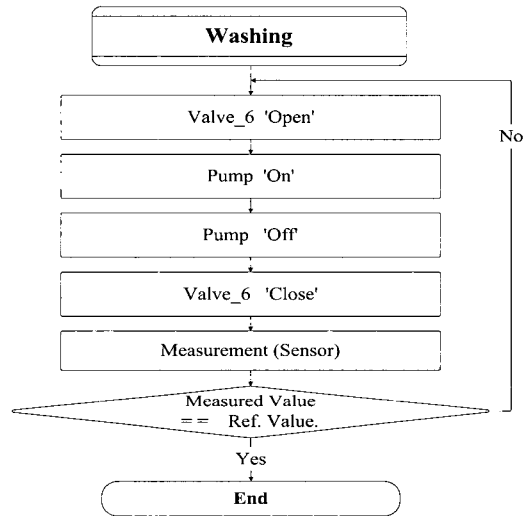


그림 10. 세척 프로그램의 흐름도.  
Fig. 10. Flowchart of the washing routine.

### 2. 혈액가스분석 시스템의 교정 프로그램

교정 루틴은 전극의 감응 특성에 관한 교정 수식을 획득하기 위한 루틴으로서 플로우-셀 내의 온도를 점검한 후 교정방법을 선택하는 메시지가 출력되면, 1 점 교정 또는 2 점 교정방법을 선택한다. 전극의 감응 특성을 교정하기 위해서는 먼저 2 점 교정을 수행하여야 하며, 시간의 경과에 따라 전극의 감응 특성에 변화가 발생할 때 1 점 교정을 실행함으로써 측정의 정확도를 향상시킬 수 있도록 설계하였다. 먼저 2 점 교정 방법에서는 전극의 교정 수식의 기울기와 절편을 획득하는 과정으로서 세척루틴의 수행 후 첫 번째 교정용액을 주입하여 측정치를 획득하고, 다시 세척 루틴을 수행한 후 두 번째 교정용액에

대한 측정치를 획득한다. 이러한 방법으로 두 가지 교정용액의 측정치를 획득한 후 수식 1과 수식 2를 사용하여 교정 수식의 기울기 ( $a_x$ )와 절편 ( $b_y$ )을 계산하도록 하였다.

$$a_x = \frac{V_{Cal_2} - V_{Cal_1}}{Cal_2 - Cal_1} \quad (1)$$

$$b_y = V_{Cal_1} - \frac{V_{Cal_2} - V_{Cal_1}}{Cal_2 - Cal_1} Cal_1 \quad (2)$$

여기서  $Cal_1$ 과  $Cal_2$ 는 교정에 사용한 표준용액의 농도를 나타내며,  $V_{Cal_1}$ 과  $V_{Cal_2}$ 는 교정용액을 인가한 후 측정하였을 때의 출력전압 값을 AD 변환한 값을 의미한다.

1 점 교정방법에서는 교정 수식의 절편을 수정하기 위한 루틴이 실행되고, 교정하고자 하는 전극을 선택하게 된다. 전극의 선택 후 세척과정이 자동으로 실행되며, 세척이 완료된 후에는 교정용액을 선택하여 플로우셀 내부로 주입한 후 액류상태를 점검하고 이상이 없으면 측정값을 20 회 획득하여 이들 측정치의 평균치를 구하여 아래의 수식 3을 사용하여 교정 수식의 절편을 수정하도록 하였다.

$$b_y = V_{Cal} - a_x \cdot Cal \quad (3)$$

여기서  $Cal$ 은 1 점 교정에 사용한 표준용액의 농도이며,  $a_x$ 는 2 점 교정방법에서 획득하였던 특성 수식의 기울기이며, 그리고  $V_{Cal}$ 은 1 점 교정용액으로 측정하였을 때의 AD 변환된 값을 나타낸다.

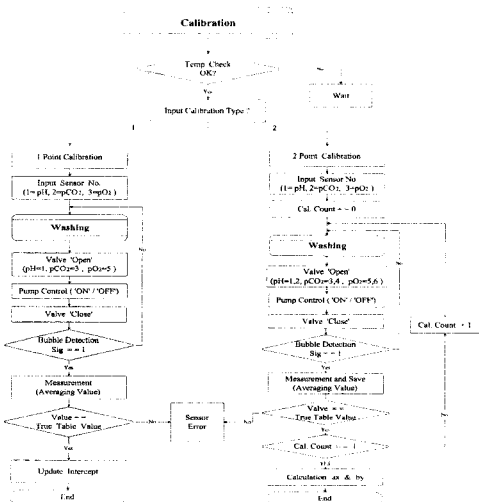


그림 11. 교정 프로그램의 흐름도.  
Fig. 11. Flowchart of the calibration routine.

상기에서 언급한 일련의 교정 루틴의 흐름도를 도식화하면 그림 11과 같다.

## 2. 혈액가스분석 시스템의 측정 프로그램

측정 루틴은 미지의 시료 또는 혈액의 가스분압을 측정하기 위한 루틴으로서 플로우셀의 온도를 점검한 후 세척루틴을 호출하여 액류흐름 계통에 남아 있을 수 있는 이 물질을 세척하는 과정을 거친 후 혈액을 주입하라는 메시지를 표시하게 된다. 그 후 혈액을 주입하고 시작 키를 누르면 플로우셀 내부의 액류상태를 점검하고 측정하고자 하는 시료가 전극과 반응하는 시간을 위해 30 초의 지연시간을 가진다. 30 초의 반응시간이 지나면 pH 전극으로부터 30 회 측정한 데이터를 획득하고 이들의 평균을 취한 후 전극의 오류 유무를 판단하고 이상이 없으면 다음의 수식 4를 이용하여 pH를 계산하게 된다.

$$X_m(\text{measured value}) = \frac{V_m - b_y}{a_x} \quad (4)$$

그리고  $pCO_2$ 와  $pO_2$ 도 pH와 같은 방식으로 전극의 이상 유무를 점검한 후 30 회씩 전극의 측정치를 획득하여 평균치를 구하고, 각각의 교정 수식에 전극 측정치를 대입하여  $pCO_2$ 와  $pO_2$ 를 계산하도록 하였다.

## IV. 실험 및 결과

### 1. 휴대형 ABGA의 제작

본 연구에서는 휴대형 ABGA를 구현하기 위하여 메커니즘과 측정 회로를 설계하였다.

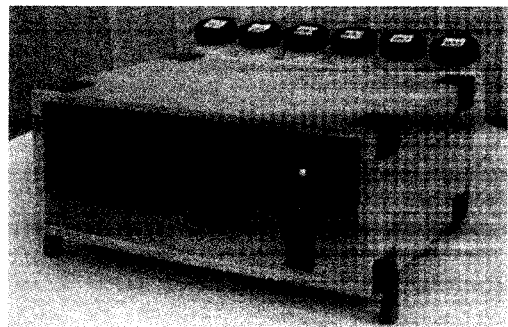


그림 12. 구현된 ABGA의 외형사진.  
Fig. 12. Photograph of the developed ABGA.

그리고 메커니즘부는 워킹모업 (working mock-up)을 제작하였고, 측정 회로부는 PCB를 제작하였다. 제작된 메커니즘부와 PCB를 조립하여 시제품 상태의 휴대형 ABGA를 제작하였다. 제작된 시제품 상태의 휴대형 ABGA의 외형은 그림 12와 같고, 내부는 그림 13과 같다. 그리고 메커니즘의 각 구성요소를 그림 14에 나타내었다.

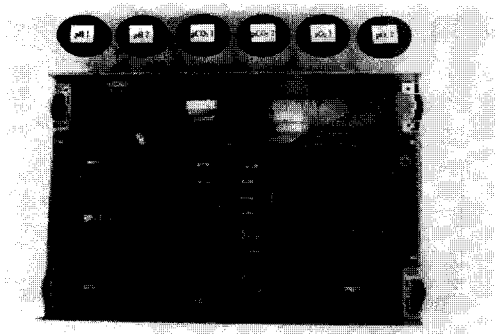


그림 13. ABGA의 내부 사진.  
Fig. 13. Photograph of inside of the ABGA.

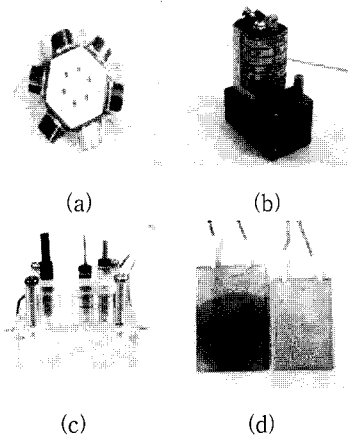


그림 14. 메커니즘부의 사진. (a) 6 채널 멀티밸브, (b) 소형펌프, (c) 플로우-셀, (d) 히터  
Fig. 14. photograph of the mechanism part. (a) 6-Ch multi valve, (b) mini pump, (c) flow-cell, and (d) heater.

2. 전극 감응 특성 실험

휴대형 ABGA에 사용한 전극들의 감응 특성을 측정하기 위한 실험을 수행하였다. 즉 각각의 전극별로 분석 가능한 범위내의 여러 가지 표준용액을 선정하고, 선정된 표준용액에 대한 전극의 감응 특성을 측정하기 위해 다음과 같은 실험

을 수행하였다. 먼저 pH는 6.8, 7.0, 7.2, 7.3, 7.4, 7.5, 7.6, 7.8, 그리고 8.0 등 9 가지의 표준용액에 대한 pH 전극의 감응 특성을 1 초 간격으로 각각 50 회씩 측정하였다. 측정된 결과는 그림 15와 같으며, 50 회씩 측정한 각 표준용액에 대한 평균치를 계산하여 농도에 따른 pH 전극의 보정곡선을 구하여 그림 16에 나타내었다. 그림 16에서 pH 전극에 대한 감응 특성은 58.8 mV/pH의 기울기를 나타내었으며, 이 값은 임상적용 범위 내의 표준용액에 대해 감응 특성이 선형적임을 나타내고 있다. 다음으로 pCO<sub>2</sub>는 5, 15, 20, 30, 35, 40, 45, 50, 70, 100 등 10 가지의 표준용액을 이용하여 pH와 동일한 방법으로 실험을 수행하였으며, 수행 결과 측정된 측정치는 그림 17과 같다.

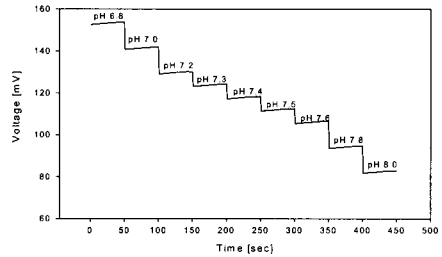


그림 15. pH 전극의 응답 특성.  
Fig. 15. Characteristic response of the pH electrode.

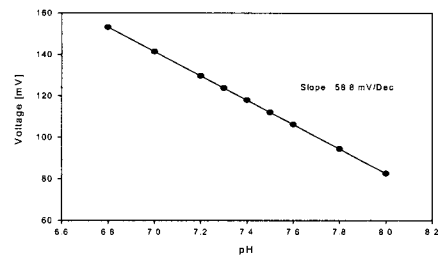


그림 16. pH 전극의 보정 곡선.  
Fig. 16. Calibration trajectory of the pH electrode.

그리고 pCO<sub>2</sub> 전극의 감응 특성은 로그 함수의 특성을 나타내므로 이를 선형화하기 위하여 pCO<sub>2</sub> 감응 특성 결과치에 -log를 취하여 선형화 시켜 보정곡선을 구하고 그림 18에 나타내었다. 그림 18에서 알 수 있듯이 pCO<sub>2</sub> 전극에 대한 감응 특성은 52.8 mV/-log(pCO<sub>2</sub>)의 기울기를 보였다. 마지막으로 pO<sub>2</sub>는 0, 20, 60, 70, 80, 90, 100, 110 등 8 가지 표준용액을 이용하여 pH와 동일한 방법으로 실험을 수행하

였으며, 수행 결과 측정된 측정치는 그림 19와 같다.

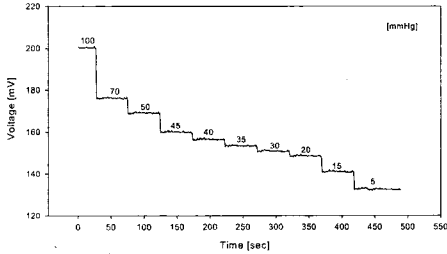


그림 17. pCO<sub>2</sub> 전극의 응답 특성.  
Fig. 17. Characteristic response of the pCO<sub>2</sub> electrode.

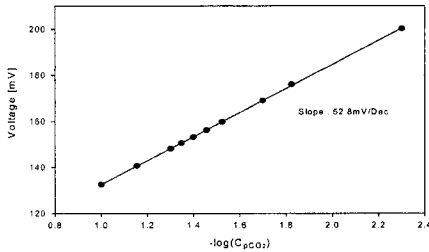


그림 18. pCO<sub>2</sub> 전극의 보정 곡선.  
Fig. 18. Calibration trajectory of the pCO<sub>2</sub> electrode.

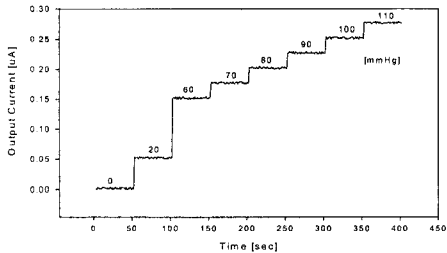


그림 19. pO<sub>2</sub> 전극의 응답 특성.  
Fig. 19. Characteristic response of the pO<sub>2</sub> electrode.

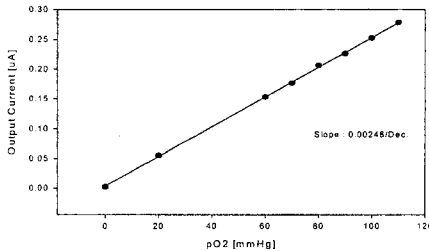


그림 20. pO<sub>2</sub> 전극의 보정 곡선.  
Fig. 20. Calibration trajectory of the pO<sub>2</sub> electrode.

그리고 각 표준용액에 대한 평균치를 계산한 결

과는 그림 20에 나타내었다. 그림 20에서 알 수 있듯이 pO<sub>2</sub> 전극에 대한 감응 특성은 2.48 nA/pO<sub>2</sub>의 기울기를 나타내었다.

### 3. 시스템의 정확도 평가 실험

표준용액을 이용하여 구현된 휴대형 ABGA의 정확도를 평가하기 위하여 pH는 7.2부터 7.6까지를 0.1 단위로 5 등급으로, pCO<sub>2</sub>는 30 mmHg에서부터 50 mmHg까지를 5 mmHg 단위로 5 등급으로, 그리고 pO<sub>2</sub>는 60 mmHg에서부터 100 mmHg까지 10 mmHg 단위로 5 등급으로 각각 구분한 후 각 등급별로 20 회씩 측정 실험을 수행하고 측정 결과치를 통계적인 방법 즉, 평균(mean), 표준편차(standard deviation : SD), 평균오차(average error : E<sub>av</sub>), 평균오차율(average error range : E<sub>av</sub>(%)), 계수변화율(coefficient variation : CV) 등을 계산하여 표 1에 나타내었다.

표 1. 구현된 혈액가스분석기의 측정 통계치.  
Table 1. Statistical analysis of measured values of the developed ABGA.

Reagent		Mean	SD	Eav	Eav(%)	CV
pH	7.2	7.193	0.042	0.037	0.509	0.585
	7.3	7.303	0.033	0.029	0.393	0.453
	7.4	7.404	0.042	0.036	0.491	0.566
	7.5	7.518	0.034	0.033	0.439	0.456
	7.6	7.599	0.042	0.037	0.482	0.549
pCO <sub>2</sub> [mmHg]	30	30.090	0.337	0.314	1.047	1.121
	35	35.095	0.259	0.246	0.702	0.737
	40	40.186	0.337	0.311	0.778	0.839
	45	45.167	0.457	0.398	0.885	1.013
	50	50.441	0.508	0.597	1.298	1.008
pO <sub>2</sub> [mmHg]	60	59.982	0.532	2.996	0.493	0.886
	70	69.879	0.584	0.477	0.079	0.835
	80	80.181	0.528	0.463	0.076	0.658
	90	89.85	0.784	0.678	0.112	0.872
	100	99.73	0.699	0.597	0.098	0.701

pH의 경우 평균오차율은 0.46 %이었으며, 계수변화율은 0.52였다. pCO<sub>2</sub>의 평균오차는 0.94 %, 계수변화율은 0.94이었다. 그리고 pO<sub>2</sub>의 평균오차율은 0.17 %, 계수변화율은 0.79로 나타



났다. 그리고 전체적인 실험에서 최대 오차는 1.298 %이었으며, 계수변화율의 최대치는 1.12 이었다.

## V. 결론 및 고찰

본 연구에서는 응급검사의 일종으로 검사의 중요성이 매우 높은 산-염기 평형상태를 진단할 수 있는 혈액가스분석 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템은 현장 진료가 가능하도록 휴대하기가 편하며, 검사 소요시간이 약 2 분 정도 소요되고, 약 0.2 mL의 샘플로 분석이 가능하도록 하드웨어와 시스템 소프트웨어를 설계하였다. 구현된 시스템의 평가를 위하여 각 전극별 감응 특성실험 결과 표준 용액에 대한 각각 전극의 출력 신호는 임상범위 내의 표준용액의 농도나 분압 또는 로그 분압에 선형적인 출력 특성을 나타내었다. 표준용액을 이용한 정확도 평가실험을 수행한 결과 계수변화율이 1.12이내이었고, 최대 오차가 1.298 %이내인 정확도를 나타내었으며, 실험을 통하여 휴대형 ABGA의 개발 가능성을 확인하였다.

하지만 실제 혈액 측정 환경에서의 재현성과 정확도 향상을 위한 시스템 및 알고리즘의 개선에 관한 연구와 임상 유용성에 관한 연구 등을 지속적으로 수행할 필요를 통감하게 되었다. 이러한 연구가 본 연구의 기반 하에 지속적으로 수행된다면 현재 수입에 의존하고 있는 ABGA의 국산화가 가능하리라 판단되며, 혈액가스 분석을 환자가 위치한 현장에서 즉각적으로 수행하고, 수행 결과에 따른 신속한 조치를 취함으로써 보다 효율적인 환자 관리와 양질의 진료를 제공할 수 있을 것으로 사료된다. 그리고 머지 않은 장래에 도입될 고령화 사회에 대비하여 원격진료와 현장진료에 매우 유용한 의료기기로 활용되리라 판단된다.

## VI. 참고 문헌

- [1] 강두희, 생리학, 신광출판사, Ch. 9-10, 2000.
- [2] 이귀녕, 김진규, 임상화학, 의학문화사 pp. 228-248, 1997.
- [3] Van Slyke, D.D. and Cullen, G.E., Studies on acidosis, I.J Biol Chem, 30, 289, 1917.
- [4] Siggaard-Andersen, O., Engel, K., Jorgensen, K. and Astrup, P., A micromethod for determination of pH, carbon dioxide tension, base excess and standard bicarbonate in capillary blood, Scand. J. Clin. Lab. Invest. 12, 172, 1960.
- [5] John G. Webster, Medical Instrumentation Application and Design, John Wiley & Sons, INC, 1995.
- [6] Richard Aston, Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement, Merrill Publishing Company, pp. 135-165, 1998.
- [7] Severinghaus, J.W. & Bradley, A.F., Electrode for blood pO<sub>2</sub> and pCO<sub>2</sub>. J. Appl. Physiol. 13, 515, 1958.
- [8] 서화일, 최평, 손병기, "마이크로 산소분압 센서용 Potentiostat 및 I-V Converter 회로 설계", 센서학회지, Vol. 3, No. 3, 1994.
- [9] 정훈, 김영진, 이영철, 손병기, "FET형 이온센서용 무선원격측정시스템", 센서학회지, Vol. 10, No. 3, 2001.
- [10] Mendelson Y. M., and R. A. Peura, "Noninvasive transcutaneous monitoring of arterial blood gases", IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-31, pp. 792-800, 1984.
- [11] Hiroaki Suzuki, Ako Sugama, and Naomi Kojima, "Miniature Clark-type oxygen electrode with a three-electrode configuration", Sensor and Actuators B, Vol. 2, pp. 297-302, 1990.

著 者 紹 介



**정도운(Do-Un Jeong)**

2000년 동서대학교 전자공학과 졸업(공학사)

2002년 부산대학교 대학원 의공학협동과정 졸업(공학석사)

2002년 - 현재 부산대학교 대학원 의공학협동과정 박사과정  
주관심 분야 : 생체계측시스템, 생체신호처리



**김길중(Gil-Jung Kim)**

1975년 부산대학교 전자공학과 졸업(공학사)

1978년 동아대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)

1992년 부산대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)

1978년-1992년 6월 경남정보대학 전자과 부교수

1992년 6월-현재 동서대학교 정보시스템공학부 전자공학전공 부교수

주관심 분야 : 신경회로망, 패턴인식



**전계록(Gye-Rok Jeon)**

1978년 부산대학교 공과대학 전기기계공학과 졸업(공학사)

1982년 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학석사)

1993년 동아대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학박사)

1985년 - 현재 부산대학교 의과대학 정교수  
2000년 - 현재 부산대학교 의과대학 의공학교실 주임교수

주관심 분야 : 의용계측, 영상신호처리, 생체시스템 모델링



**심윤보(Shim Yoon Bo)**

1975년 부산대학교 화학교육학과 졸업(이학사)

1979년 부산대학교 대학원 화학과 졸업(이학석사)

1985년 부산대학교 대학원 화학과 졸업(이학박사)

1987-1989년 미국 뉴멕시코 대학 화학과 연구원

1994년-1995년 미국 뉴멕시코 대학 화학과 교환교수

1989년-현재 부산대학교 자연과학대학 화학과 교수

주관심 분야 : Biosensors, Bioelectronics



**배진우(Jin-Woo Bac)**

2001년 동서대학교 전자공학과 졸업(공학사)

2001년-현재 부산대학교 대학원 의공학협동과정 석사과정

주관심 분야 : 생체계측시스템, 생체신호처리