

네모파 전압전류법 측정을 위한 블루투스 기반 휴대형 포텐쇼스탯

A Portable Potentiostat with Bluetooth Communication for Square wave Voltammetry Measurement

심원식* · 한지훈* · 김수윤** · 권현정** · 박정호[†]
(Wonsik Shim · Ji-Hoon Han · Suyun Kim · Hyun Jeong Kwon · Jungho Pak)

Abstract - This paper describes the development of a portable potentiostat which can perform square wave voltammetry on electrochemical sensors and wireless transmission of the measured data to a smartphone using Bluetooth. The potentiostat consists of a square wave potential pulse generation circuit for applying the potential pulse to the electrochemical sensor, a reduction/oxidation (or redox) current measurement circuit, and Bluetooth for wireless data transmission to an Android-based smartphone. The measured data are then processed to show the output graph on the smart phone screen in real time. This data transformation into a graph is carried out by developing and installing a simple transformation application software in the Android-based smartphone. This application software also enables the user to set and change the measurement parameters such as the applied voltage range and measured current range at user's convenience. The square voltammetry output data measured with the developed portable potentiostat were almost same as the data of the commercial potentiostat. The measured oxidation peak current with the commercial potentiostat was 11.35 μA at 0.26 V and the measured oxidation peak current with the developed system was 12.38 μA at 0.25 V. This proves that performance of the developed portable measurement system is comparable to the commercial one.

Key Words : Square wave voltammetry, Potentiostat, Electrochemical sensor, Bluetooth, Android

1. 서론

현대의 소득 증가와 과학기술 발달로 인한 평균수명의 연장으로 고령화 사회가 예고되고 있다. 이에 따라 노후의 삶에 질에 대한 관심이 높아지고, 의료서비스의 패러다임에도 변화가 올 것으로 예상되어[1], 센서 기술 분야에서는 생물학을 포함한 바이오 기술과 나노기술의 융합과 IT산업의 변화로 유비쿼터스, IoT(internet of things) 헬스케어 분야가 첨단기술로 자리매김하고 있다. 유비쿼터스 및 IoT 헬스케어를 구현하는 핵심기술은 인체신호를 감지하는 센서 기술, 통신 네트워크기술, 데이터 처리 기술 기반의 표준화된 임상 치료 기술이며[2-5], 이를 이용해 전기적인 신호를 감지하고 무선 통신으로 데이터를 전달할 수 있는 전기화학적 바이오센서(electrochemical biosensor)의 개발이 활

발하게 이루어지고 있다.

전기화학적 바이오센서의 구동은 작업 전극(working electrode)과 기준 전극(reference electrode) 사이에 정 전위를 유지할 때, 측정 대상의 유무 또는 농도의 차이에 따라 다르게 발생하는 산화/환원 전류를 측정하는 방법이 사용되며, 이러한 전기화학적 측정에는 포텐쇼스탯(potentiostat)을 주로 사용한다. 하지만 표 1에서 확인할 수 있듯이 현재 상용화된 대부분의 상용 포텐쇼스탯은 매우 고가이면서 부피가 크고 사용할 때 PC에 연결하거나 또는 PC에 내장해야 한다는 단점이 있다.

표 1 세 가지 상용 포텐쇼스탯 가격 비교

Table 1 Price comparison of three commercial potentiostats

제품	DY2100	PCI/750 TM	$\mu\text{stat}200$
제조사	Digi-Ivy	Gamry	Dropsens
사용법	PC 연결	PC 내장	PC 연결
크기(cm ³)	7x14x3	11x26x4	8x5.4x2.3
가격	220만원	1600만원	770만원

이러한 단점들은 전기화학적 센서의 사용과 그에 응용되는 다른 기기들의 발전을 저해하는 요소로 작용할 가능성이 있다. 따라서, 센서와 함께 쉽게 휴대가 가능하고 저렴한 휴대형 포텐쇼

[†] Corresponding Author : Dept. of Electrical and Electronic Engineering, Korea University, Korea

E-mail : pak@korea.ac.kr

* Dept. of Electrical and Electronic Engineering, Korea University, Korea

** Dept. of Micro/Nano Systems Engineering, Korea University, Korea

Received : February 5, 2016; Accepted : March 21, 2016

스택의 개발이 필요하다고 판단된다.

본 논문에서는 전기화학적 산화/환원 반응의 측정을 위한 전압 발생원과 전류 측정 기능, 그리고 측정 데이터를 저장하는 기능을 구현하고, 추가적으로 블루투스를 이용하여 스마트폰으로의 무선 데이터 전송 기능과 그 데이터를 안드로이드 앱을 이용하여 스마트폰의 화면에 표시하는 기능을 포함한 측정 시스템을 제안하고, 지금까지 개발된 상용 포텐쇼스택과는 달리 PC가 필요하지 않고, 스마트폰을 이용하여 장소에 제한받지 않는 측정이 가능한 블루투스 기반 휴대형 포텐쇼스택을 제시한다.

2. 본 론

2.1 네모파 전압전류법

전압전류법은 작업 전극에 전압을 공급하면서 전류의 변화를 측정하여 측정대상의 정보를 얻어내는 전기화학적 방법이다. 그 중 네모파 전압전류법은 오래전부터 정량분석에 유용한 방법으로 주목되어왔으며 높은 주사속도(scanning speed)로 측정시간이 다른 펄스방법과는 비교할 수 없을 정도로 짧고 주사속도가 빠른 경우에도 감도가 떨어지지 않는다는 장점을 갖는다[6]. 본 측정 시스템에서는 이와 같은 장점을 이용하여 3-전극 기반 네모파 전압전류법 측정 기능을 구현하도록 시스템을 설계하였다.

2.2 네모파 전압전류법 측정 과정

네모파 전압전류법 측정을 위한 회로개발을 위해서는 먼저 측정과정을 이해해야 한다. 그림 1(a)에서는 네모파 전압전류법의 입력 전압 파형을 보인다. 입력 파형은 계단파(step form wave)와 펄스파(pulse wave)를 합한 형태로 그림 1(b)와 같다. 입력신

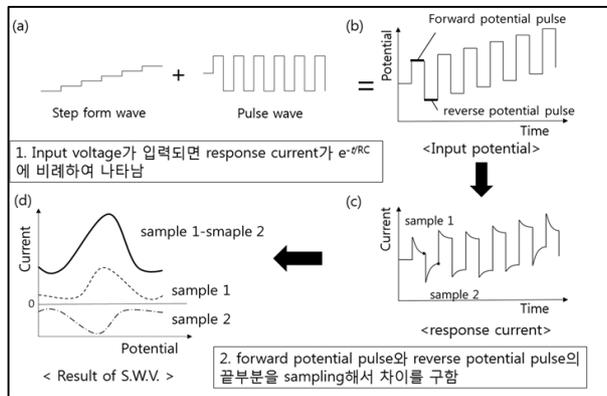


그림 1 네모파 전압전류법 측정 과정 (a) 입력전압의 구성, (b) 인가되는 입력 전위 모양, (c) 시간에 따른 측정 전류 모양, (d) 포텐쇼스택의 출력 전류 그래프

Fig. 1 Square wave voltammetry measurement process (a) Composition of input potential (b) Applied input potential shape (c) Measured output current vs. time (d) Potentiostat output current graph

호에 따라 응답전류는 그림 1(c)처럼 $e^{-t/RC}$ 에 비례하여 나타난다. 여기서, t 는 전압이 일정하게 유지된 시간, R 은 용액의 저항, C 는 전극 사이의 전기 이중층 커패시턴스를 나타낸다[7].

이때, 응답전류의 펄스파의 앞부분(forward potential pulse)과 펄스파의 뒷부분(reverse potential pulse)의 끝부분 즉, 한 주기 동안 커패시턴스 전류가 가장 작은 두 부분에서의 전류를 선택(sampling)해 차이를 구하고 이 값을 입력전위(step potential)와 대응시켜 그림 1(d)처럼 그래프를 그릴 수 있다. 이 때 피크 전류(peak current)가 나타나는 전위와 피크 전류의 세기는 측정 대상이 되는 물질과 그 농도에 따라 다르게 나타난다.

2.3 네모파 전압전류법 측정 장치

그림 2는 제작한 포텐쇼스택의 블록선도를 보인다. 네모파 전압전류법 측정회로는 기본적인 포텐쇼스택 회로에 12-bit dual DAC를 이용해 입력 전위의 파형을 입력하고 센서를 구동하면서 측정된 출력전류를 트랜스임피던스 증폭기(transimpedance amplifier)를 이용하여 전압 값으로 변환하여 ATmega128에 내장된 10-bit ADC로 저장하였다. 표 2에서 확인할 수 있듯이 10-bit ADC에서는 5V 전압을 기준전압으로 하여 0~5V 사이의 값이 1024개로 나누어 표현된다. 즉, 0V는 0이고 5V는 1023이 된다.

표 2 ADC에 입력된 전압에 따른 ADC 출력 결과

Table 2 ADC output value corresponding to the ADC input voltage

입력 전압	ADC 측정 결과
0V	0
1V	204
2V	409
3V	613
4V	818
5V	1023

그런데 포텐쇼스택 회로에서 전압을 인가하여 측정된 전류는 음의 전류도 측정되므로, 이를 전압으로 변환하면 출력전압 또한 음의 값이 나올 수 있기 때문에 전체 출력 전압 값에 2.5V를 더

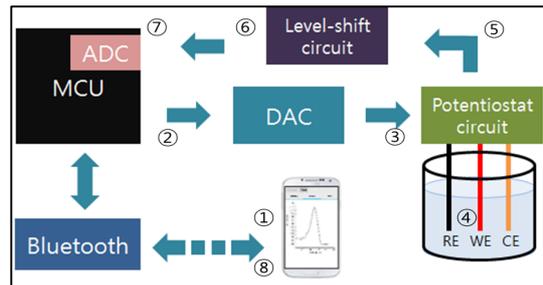


그림 2 제작한 휴대형 포텐쇼스택 블록선도

Fig. 2 Block diagram of the developed portable potentiostat

해서 모든 출력전압 값이 양의 값으로 변환되도록 하였다. 이와 같이 모든 출력전압 값을 양으로 변환한 후에는 이 데이터를 블루투스 통신을 이용해 스마트폰으로 전송하여 안드로이드 앱으로 전달해 그래프를 스마트폰의 화면에 출력하였다.

2.3.1 12-bit DAC를 이용한 네모파 입력신호 구현

네모파 전압전류법의 입력신호를 만들기 위해 Micro chip 社의 MCP4822 dual 12-bit DAC를 사용하였다[8]. 사용된 12-bit DAC는 MCU와의 SPI(serial peripheral interface) 통신[9]으로 동작하며, 하나의 핀에 한 bit를 연결하는 방법과 달리 SPI 통신을 이용하면 하나의 입력포트로 12-bit의 정보를 입력하여 출력전압을 제어할 수 있다. DAC 내부 기준 전압 2.048 V를 사용하고 설정에 따라 그 두 배까지도 사용 가능하다. 음의 전압을 만들기 위해 dual DAC중 한쪽을 2V로 고정하고 다른 하나를 신호의 파형을 만드는데 사용하였다. 사각 파형을 만들기 위해 전압을 변경 후 MCU의 delay()함수를 사용해 일정 전압을 유지하였다. 이렇게 만들어진 두 개의 신호를 op-amp를 이용해 구성한 뺄셈기로 파형에서 2V를 빼주어 음의 신호도 표현이 가능해진다.

2.3.2 포텐쇼스탯 회로

그림 3은 기본적인 포텐쇼스탯의 회로도[10]를 보인다. 입력전압이 V_{in} 일 때, $R1=R2$ 이면 기준 전극(R.E.)과 보조 전극(C.E.) 사이에 입력되는 전압은 $-V_{in}$ 이 된다. 즉, 기준 전극과 작업 전극(W.E.) 사이의 전위차는 V_{in} 만큼 유지된다. 작업 전극에 입력된 전류는 트랜스임피던스 증폭기에 포함된 측정 저항(R_f)의 값이 곱해진 값이 출력 전압(V_{out})으로 측정된다.

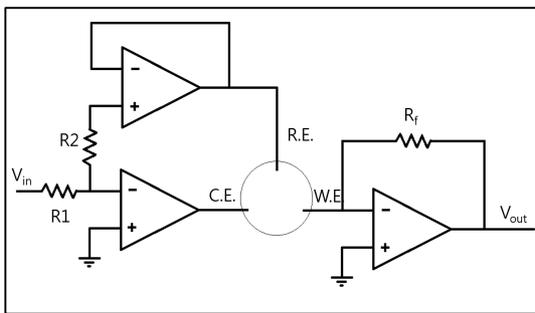


그림 3 기본적인 포텐쇼스탯 회로도

Fig. 3 Basic potentiostat circuit

2.3.3 측정 저항(Rf)에 따른 자동 전류 범위 변경회로

표 3에서 볼 수 있듯이 측정 저항(R_f)이 증가할수록 측정 전류 범위는 좁아진다. 측정 전류 범위는 DAC의 범위인 0~5 V에서 레벨쉬프트 2.5 V를 뺀 값에 저항 값을 나누어주면 구할 수 있다. nA 수준의 좁은 범위의 전류측정부터 uA 수준의 넓은 범위의 선택적 전류 측정을 위해 측정 저항을 자동으로 변경하는 자동 범위 변경 회로를 구현하였다. 그림 4에서 보이듯이 여러 개의

저항을 MUX(multiplexer)를 이용하여 연결한 후, 측정을 시작할 때 가장 작은 범위의 저항으로 시작하여 범위를 초과하면 그 보다 한 단계 큰 범위의 저항으로 변경하여 측정한다.

표 3 측정 저항(Rf)에 따른 측정 전류 범위

Table 3 Current range depending on the measuring resistance(R_f)

저항 값	전류 범위
10kΩ	-250μA ~ 250μA
100kΩ	-25μA ~ 25μA
1MΩ	-2.5μA ~ 2.5μA
10MΩ	-250nA ~ 250nA

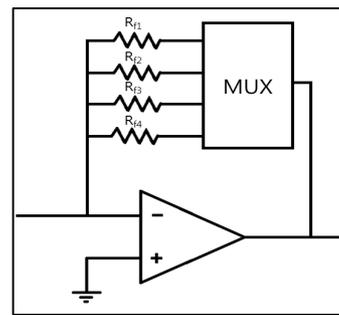


그림 4 자동 전류 범위 변경 회로

Fig. 4 Auto range-adjusting circuit

2.3.4 노이즈(Noise) 해결

블루투스 기반 휴대형 포텐쇼스탯을 이용해 측정된 출력 전류는 상용 포텐쇼스탯의 출력 전류와 비교하였을 때 많은 잡음(noise)이 발견되어서 이를 하드웨어적인 방법과 소프트웨어적인 방법을 이용하여 잡음을 줄였다. 하드웨어적 방법은 작업 전극의 트랜스임피던스 증폭기의 측정 저항 R_f 와 10 nF의 커패시터(capacitor)를 병렬로 연결하여 저역 통과 필터(low pass filter)를 구현하여 고주파 잡음을 제거하였다. 그리고 매우 작은 전류를 측정할 때에는 op-amp의 입력 바이어스 전류(input bias current)로 인한 잡음이 나타났기 때문에 입력 바이어스 전류가 작은 정밀 op-amp를 사용하였다. 그림 5는 트랜스임피던스 증폭

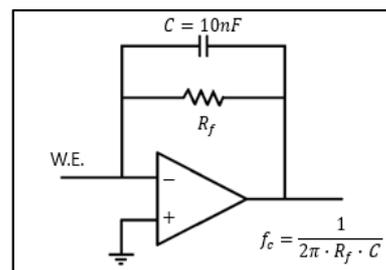


그림 5 RC 병렬을 이용한 저역통과 필터

Fig. 5 Low pass filter with RC parallel circuit.

기 회로에 10 nF의 커패시터를 연결한 저역 통과 필터 회로도이다. 이 때, 차단주파수(cut-off frequency)는 식 (1)과 같이 표현된다.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times R_f \times C} \quad (1)$$

소프트웨어적 방법은 디지털 필터 방식을 이용한 메디안 필터와 이동평균 필터 방식을 사용하였다[11-13]. 그림 6에 보이듯이 측정 시 ATmega128에서 여러 번 표본화 후 측정된 데이터를 크기 순서대로 정렬하여 중간 값을 사용하도록 메디안 필터를 프로그램으로 구현하였다.

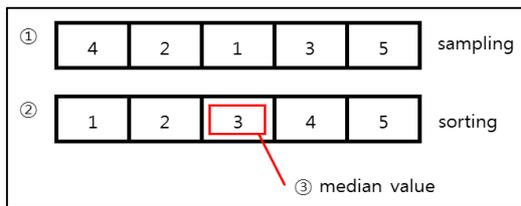


그림 6 메디안 필터를 이용한 데이터 처리 모식도
Fig. 6 Schematic diagram of the data processing with median filter

이동평균 필터의 기능은 식 2와 같이 측정된 중간 값의 앞, 뒤의 값과 평균을 내어 그 값을 대푯값으로 사용하는 방법인데, 이렇게 하여 잡음을 줄이고 그래프를 부드러운 형태로 만들 수 있었다.

$$y[N] = \frac{x[N-n] + \dots + x[N] + \dots + x[N+n]}{2n} \quad (2)$$

모든 필터를 적용하면 그림 7과 같이 잡음이 감소하는 것을 볼 수 있다.

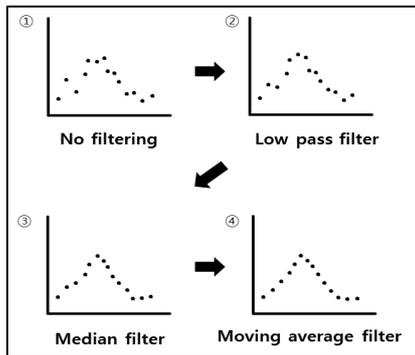


그림 7 세 가지 필터 적용 후 잡음 감소가 향상됨을 보이는 그 래프 변화
Fig. 7 The graph improvement after applying three filters

2.4 안드로이드 앱

안드로이드 앱은 블루투스 통신을 위해 안드로이드에서 제공되는 블루투스 채팅 예제(Bluetooth chat example)를 기반으로 코딩하였다[14]. 그림 8(a)의 사용자 화면에서 보듯이 설정(setting) 탭에서 설정 값을 선택하고 측정 장치에 전달되도록 하였으며 그래프(graph) 탭에서는 측정된 결과가 실시간으로 그래프 형태로 그려지도록 하였다. 그림 8(b)는 제작된 포텐쇼스탯으로 측정된 결과를 실시간으로 스마트폰으로 전송받아 그래프 탭 화면에 표시되는 모습을 보이는 사진이다.

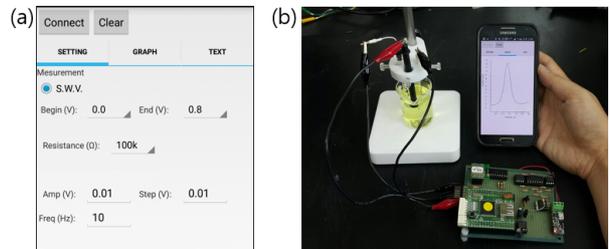


그림 8 (a) 측정 조건 설정을 위한 안드로이드 앱 사용자 화면, (b) 개발된 블루투스 기반 휴대형 포텐쇼스탯 측정 사진
Fig. 8 (a) Android app setting tab (b) The photograph of measurement step by using the developed potentiostat

2.4.1 블루투스 통신

블루투스 통신은 개발된 휴대형 포텐쇼스탯의 블루투스 모듈과 안드로이드에 내장되어 있는 블루투스 모듈간의 페어링 후, 데이터 통신이 이루어지도록 하였다. 포텐쇼스탯의 블루투스는 항상 검색이 가능하게 되어있으며, 안드로이드 앱에서 블루투스를 활성화하여 페어링을 시도한다. 페어링 후 안드로이드 앱에서 파라미터를 설정 후 Start 버튼을 누르면 포텐쇼스탯으로 시작 명령을 내리고 포텐쇼스탯에서는 파라미터 전송을 요구한다. 파라미터가 모두 전송되면 측정을 시작하고 측정된 데이터가 실시간으로 안드로이드 앱으로 전달된다. 안드로이드 블루투스 채팅 예제에서는 채팅을 위해 메시지를 한 번에 묶어서 출력하기 때문에 50ms 정도의 지연이 없으면 그 사이의 데이터는 모두 묶어서 출력된다. 따라서 포텐쇼스탯의 실시간으로 측정하고 출력하는 데이터를 처리하기에는 부적합하기 때문에 프로그램의 변경이 불가피하므로 하나의 값에 일정한 데이터 개수를 맞추어 보내고 대기행렬(Queue) 구조를 사용하여 데이터를 저장하였다가 그에 맞는 개수를 꺼내어 데이터를 재구성하여 출력한다.

2.4.2 통신을 위한 데이터 변환

데이터는 입력 전압 다섯 개, 측정 저항 하나, 출력 전류를 다섯 개의 수로 구성해 총 열한 자리 수를 포텐쇼스탯에서 전송받아 안드로이드 앱에서 재구성한다. 블루투스의 데이터 전송은 Byte형으로 전송되기 때문에 한 자리씩 나누어 전송하였다. 측정

전압과 출력 전류의 첫 번째 숫자는 음과 양을 각각 0과 1로 표현하고 나머지 네 자리로 값을 표현하였다. 그리고 측정 저항 값은 한 자리수로 사용하기 위해 가장 작은 저항을 1, 그 다음으로 작은 저항을 2와 같은 방식으로 저항 값의 크기에 따라 정수 값이 커지도록 순서대로 값을 부여하였다.

2.4.3 그래프 표현

그래프는 데이터가 대기행렬에서 꺼내어 재구성되었을 때 그려지도록 하였으며, 안드로이드의 선 그리기는 drawLine()과 문자를 쓸 수 있는 drawText() 명령어를 이용하면 그래프를 그릴 수 있다.

그림 9에서 보듯이 화면의 가장 위의 왼쪽인 (0,0) 픽셀을 기준으로 그래프를 그린다. 측정된 값은 그래프의 픽셀에 맞게 변환되어 전위를 표현하는 x축은 파라미터로 설정한 값으로 정해지고 전류를 표현하는 y축은 측정 저항과 최댓값, 최솟값에 맞게 그려지면서 바뀔 수 있도록 제작하였다.

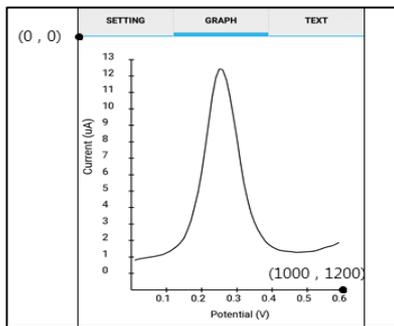


그림 9 안드로이드 앱을 이용하여 포텐쇼스탯의 출력 전류를 전압으로 변환하여 스마트폰의 화면에 표현한 그래프

Fig. 9 The output voltage graph displayed on a smartphone screen after converting the potentiostat output current into voltage

2.5 실험 결과

그림 10은 개발된 휴대형 무선통신 기반 포텐쇼스탯의 측정 결과를 Dropsens 회사의 μ stat200 제품의 측정 결과와 비교한 그래프를 보인다.

두 장치 모두 전극으로 작업 전극은 Au, 보조 전극은 Pt, 기준 전극은 Ag/AgCl을 사용하고 파라미터를 측정범위 0~0.6 V, 전위 증가폭 0.01 V, 주파수 10 Hz로 설정하고 potassium ferricyanide($K_3[Fe(CN)_6]$)용액을 전해질로 사용하여 산화/환원 반응을 측정하였다. 그림 10(a)는 진폭을 0.01 V로 설정하여 측정하였고, (b)는 진폭을 0.02 V로 설정하여 측정하였다. 측정값을 분석하였을 때, 개발된 무선통신 기반 포텐쇼스탯은 μ stat200의 결과와 거의 일치한 결과를 보였으며 산화 피크 전류(oxidation peak current)는 인가전압의 진폭이 0.01 V일 때 μ stat200은

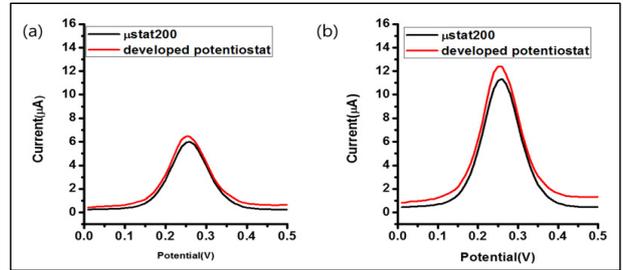


그림 10 제작된 휴대형 포텐쇼스탯과 상용 포텐쇼스탯을 이용한 네모파 전압전류법 측정 결과 비교 그래프. 측정범위 0~0.6 V, 전위 증가폭 0.01 V, 주파수 10 Hz. (a) 진폭 0.01 V (b) 진폭 0.02 V

Fig. 10 Comparison of the square wave voltammetry measurement results between the developed portable potentiostat and the commercial potentiostat, μ stat200. Range 0~0.6 V, Step 0.01 V, Frequency 10 Hz. (a) Amplitude 0.01 V (b) Amplitude 0.02 V

0.26 V에서 6.01 μ A 제작된 포텐쇼스탯은 0.25 V에서 6.46 μ A로 측정되었고, 진폭을 0.02 V인 경우에는 μ stat200의 경우 0.26 V에서 11.35 μ A, 제작된 포텐쇼스탯은 0.25 V에서 12.38 μ A로 측정되었다.

3. 결 론

본 논문에서는 ATmega128과 블루투스를 기반으로 안드로이드 앱을 이용해 포텐쇼스탯을 제어할 수 있는 시스템을 구성하기 위한 요소와 작동 원리를 설명하고 개발된 시스템을 이용하여 상용 제품과의 측정 결과를 비교 분석하였다. 스마트폰 앱을 통해 포텐쇼스탯 시스템을 구동하여 네모파 전압전류법으로 센서의 출력신호를 얻고, 얻어진 데이터를 스마트폰으로 무선 전송받아 스마트폰의 화면에서 측정결과를 그래프로 표시할 수 있도록 하였다.

측정 시 발견된 노이즈는 하드웨어적 방법인 저역 통과 필터와 소프트웨어적 방법인 메디안 필터 및 이동 평균 필터를 사용하여 제거하였다. 개발된 블루투스 기반 휴대형 포텐쇼스탯은 potassium ferricyanide 용액을 전해질로 사용하여 네모파 전압전류법을 측정하였을 때 상용 포텐쇼스탯(μ stat200, dropsens社)과 매우 유사한 결과를 보이는 것을 확인하였다. 또한 PC에 연결하는 대신 스마트폰과 무선으로 연결하여 안드로이드 앱에서 측정하기 때문에 장소의 제한 없이 어디서나 측정 가능하고 인쇄회로기판(PCB)로 제작했을 경우 μ stat200의 절반의 크기로 제작 가능하고 IC 집적기술을 적용하면 다른 기기에의 내장이 가능한 매우 작은 크기의 모듈로도 제작할 있어 높은 휴대성이 기대된다.

개발된 블루투스 기반 휴대형 포텐쇼스탯은 ATmega128 프로그램을 변경하면 다른 전압전류법 측정 방법으로도 사용가능하기 때문에 여러 가지 의료기기 및 바이오, 화학 센서와 측정 장치에 응용이 가능할 것으로 판단된다.

감사의 글

본 연구는 환경부 “차세대 에코노베이션 기술개발사업 (GT-11-G-02-001-1)”과 산업통상자원부 및 한국산업기술 평가관리원의 센서산업고도화를 위한 첨단센서육성사업일환으로 수행하였음. [10054570, 센서산업 고도화를 위한 첨단 센서 인력양성사업]

References

- [1] Y. S. Son. “Biosensor trends”, *Journal of the korean institute of Electrical and Electronic Material Engineers*, vol. 24 pp. 9-16, 2011.
- [2] Y. S. Kim, K. U. Kyung, & S. T. Park. “Smart Sensor: Transparent and Flexible Pressure Sensor,” *Electronics and Telecommunications Trends*, vol. 27 pp. 64-72, 2012.
- [3] I. H. Kim, S. Y. Shin, Y. H. Song, K. D. Chung, & G. M. Jeong, “A Capacity Modeling of Bluetooth Access Points for Location Based Service with Mobile Phone and Bluetooth,” *Journal of Electrical Engineering and Technology*, vol. 8, pp. 183-189, 2013.
- [4] S. K. Kim, T. K. Kim, & J. H. Koh, “Energy Efficient Wireless Data Transmission for Personal Health Devices,” *Journal of Electrical Engineering and Technology*, Vol. 8, pp. 1559-1570, 2013.
- [5] D. J. Kim, “Development of Wearable Electro-Stethoscope Hardware System for the Ubiquitous Healthcare,” *The transaction of the korean institute of electrical engineers*, vol 56, pp. 1139-1143, 2007.
- [6] I. K. Kim, & S. W. Park. “Analytical Application of Voltammetry,” *Analytical science & technology*, Vol. 9 pp. 93-109, 1996.
- [7] Louis Ramaley, & Matthew S. Krause Jr. “Theory of square wave voltammetry,” *Analytical Chemistry*, vol. 41, pp. 1362-1365, 1969.
- [8] Microchip, “MCP4802/4812/4822 datasheet,” 2015.
- [9] Atmel “Atmel atmega128a datasheet complete,” 2015.
- [10] Gopinath, Ashwini Vittal, & Dale Russell. “An inexpensive field-portable programmable potentiostat,” *The Chemical Educator*, vol. 11, pp. 23-28, 2005.
- [11] Juneja, M. & Mohana, R. “An improved adaptive median filtering method for impulse noise detection,” *International Journal of Recent Trends in Engineering*, vol. 1, pp. 274-278. 2009.
- [12] Steven W. Smith, Ph.D. “The Scientist and Engineer’s Guide to Digital Signal Processing,” *California Technical Pub*, pp. 227-284, 1997.
- [13] Hark Sang KIM “Noise reduction of IMS signal using moving average filter,” *The institute of electronics*

engineers of korea, Vol.16 pp. 922-925, 1993.

- [14] J. G. Jung “Do it, android app programing revised edition,” *Easypublishing*, pp. 692-706, 2013.

저 자 소 개



심 원 식 (Wonsik Shim)

2015년 한성대학교 정보통신공학과 졸업. 2015~현재 고려대학교 전기전자공학과 석사 과정 재학.
E-mail : swed0@naver.com



한 지 훈 (Ji-Hoon Han)

2013년 고려대학교 전기전자전파공학과 석사 졸업. 2013~현재 고려대학교 전기전자공학과 박사 과정 재학.
E-mail : dafory@gmail.com



김 수 윤 (Suyun Kim)

2013년 광주대학교 신재생에너지공학과 졸업. 2014년~현재 고려대학교 마이크로/나노 시스템 협동과정 석사 과정 재학.
E-mail : tndbs90@naver.com



권 현 정 (Hyun Jeong Kwon)

2015년~현재 고려대학교 마이크로/나노 시스템 협동과정 석사 과정 재학.
E-mail : smallstar@naver.com



박 정 호 (Jungho Pak)

1985년 미국 Purdue 대 전기공학과 졸업(학사), 1988년 동 대학원.전기공학과 졸업(석사), 1992년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박사), 1992년~1995년 미국 Intel사 책임연구원, 1995년~현재 고려대 전기전자전파공학부 교수.
Tel : 02-3290-3238
E-mail : pak@korea.ac.kr