

## 바이오센서를 위한 PC 기반의 휴대용 고속 임피던스 분석기 개발

김기련 · 김광년 · 허승덕 · 이승훈 · 최병철\* · 김철한\*\* · 전계록\*\* · 정동근†

### Development of PC-based and portable high speed impedance analyzer for biosensor

Gi Ryon Kim, Gwang Nyeon Kim, Seung Deok Heo, Seung Hoon Lee, Byeong Cheol Choi\*,  
Cheol Han Kim\*\*, Gye Rok Jeon\*\*, and Dong Keun Jung†

#### Abstract

For more convenient electrode-electrolyte interface impedance analysis in biosensor, a stand-alone impedance measurement system is required. In our study, we developed a PC-based portable system to analyze impedance of the electrochemical cell using microprocessor. The devised system consists of signal generator, programmable amplifiers, A/D converter, low pass filter, potentiostat, I/V converter, microprocessor, and PC interface. As a microprocessor, PIC16F877 which has the processing speed of 5 MIPS was used. For data acquisition, the sampling rate at 40 k samples/sec, resolution of 12 bit is used. RS-232 with 115.2 kbps speed is used for the PC communication. The square wave was used as stimuli signal for impedance analysis and voltage-controlled current measurement method of three-electrode-method were adopted. Acquired voltage and current data are calculated to multifrequency impedance signal after Fourier transform. To evaluate the implemented system, we set up the dummy cell as equivalent circuit of which was composed of resistor, parallel circuit of capacitor and resistor connected in parallel and measured the impedance of the dummy cell; the result showed that there exist accuracy within 5 % errors and reproduction within 1 % errors compared to output of Hioki LCR tester and HP impedance analyzer as a standard product. These results imply that it is possible to analyze electrode-electrolyte interface impedance quantitatively in biosensor and to implement the more portable high speed impedance analysis system compared to existing systems.

**Key Words** : electrochemical impedance spectroscopy, impedance analyzer, FFT

## 1. 서 론

임피던스 분석기는 피검체의 주파수에 따른 전압과 전류의 관계인 임피던스를 측정하는 장비이다. 전극과 정을 분석하기 위하여 2-전극시스템 또는 4-전극시스템도 이용되고 있지만 가장 일반적인 측정시스템은 3-전극시스템이다<sup>1)</sup>. 전극표면의 변화를 선택적으로 측정하기 위하여 전극반응이 일어나는 작업전극에 매우 근

접하여 기준전극을 배치한다. 기준전극은 전류를 흘리지 않고 전위만을 모니터링하는 목적이며, 자극전극을 통해 전압을 공급한다. 기준전극이 작업전극에 매우 근접하여 위치함으로써 기준전극과 작업전극 사이의 공간에서 일어나는 전기적 파라미터의 변화를 검출하는 것이다. 이러한 목적의 3-전극시스템은 현재 휴대용 혈당측정기를 비롯하여 다양한 바이오센서에 활용되고 있다.

1970년대 이후로 임피던스 측정에 대한 연구가 보편화되기 시작하면서 전기화학 셀에서 전극계면과정을 이용한 다양한 센서가 개발되었으며, 전극과정의 변화를 분석하기 위한 많은 기법들이 소개되었다<sup>2)</sup>. 전극과정에 의한 전극계면의 변화를 분석하는 방법에는 전극계면의 전체적인 임피던스를 분석하는 방법과 모델 기반에서 전극계면의 수동적 전기 파라미터를 분석하는

동아대학교 의과대학 의공학교실(Dept. of Medical Engineering, College of Medicine, Dong-A University)

\*춘해대학 의료공학과(Dept. of Biomedical Engineering, Choonhae College)

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

†Corresponding author: dkjung@dau.ac.kr

(Received : October 14, 2004 Accepted : December 1, 2004)

방법이 있다. 전극계면에는 전기이중층에 의한 전기용량, 전극과 용액사이 계면의 분극 저항, 용액의 저항 등에 의해 전기적인 임피던스가 존재한다. 전극반응 과정에서 이들 요소 중 일부 또는 전체가 전극의 표면 상태 및 기질의 농도에 의존적으로 변할 수 있다<sup>[3,4]</sup>.

전기화학분야에서 임피던스 측정법은 전기화학 반응의 메카니즘과 반응 속도를 측정하는데 사용되어 왔다. SR785(SRS, USA), 4294A(HP, USA)와 같은 대부분의 상용화된 임피던스 장비는 중량이면서 시스템의 부피가 커서 이동성이 제한되어 실험환경구성이 용이하지 못하며, 교류 주파수를 가변시키면서 임피던스를 분석하는 방식을 사용하여 결과를 도출하는데 많은 시간이 소요되고, 시간에 따라 계면의 임피던스 특성이 변하게 될 경우 장시간의 측정을 통해서만 정확한 값을 관찰할 수 없는 문제점을 지닌다. 따라서 이러한 문제점을 해결하고 바이오센서용 전극계면 임피던스의 보다 간편한 분석을 위해서는 경량의 휴대형 고속 임피던스 분석기가 요구된다. 지금까지 고속 임피던스 분석기법에 관한 많은 선행연구가 수행되었음에도 불구하고, 자극신호 및 이산적인 주파수 분석에 국한하고 있다.

황의진<sup>[5]</sup> 등은 100 kHz의 전 주파수 범위에서 FFT를 사용하여 전기화학적 임피던스를 측정할 수 있는 시스템을 제작하였다. Sine wave 15개가 홀수 배수로 조화된 유사무작위잡음(pseudo-random noise) 신호를 자극신호로 가하여 전체 임피던스 및 분극 저항을 구하였으며, lock-in amplifier를 사용하는 상품과 비슷한 성능을 보였다고 발표하였다. A. Searle<sup>[6]</sup> 등은 시간에 따른 전극과 피부 사이의 임피던스 변화를 관찰하기 위하여 cosine wave의 홀수 배수로 조화된 유사 구형파를 자극 신호로 사용하였다. 유정석<sup>[7]</sup> 등은 고속전기화학 임피던스 분석기의 개발에 있어 자극함수를 동일한 위상과 진폭을 가지면서 모든 주파수 성분을 포함하는 델타함수에 근사화시키기 위해 측정된 전압과 전류를 이산시간영역에서 미분하여 임피던스를 구하였다. 이러한 방법은 넓은 주파수 영역에서 임피던스를 구할 수는 있지만 아날로그 신호와 이산시간 신호의 미분에는 많은 차이를 보이기 때문에 정확한 결과를 얻는데 한계를 지닌다고 판단된다.

이상에서 본 바와 같이 전기화학전극의 고속 임피던스 측정을 위해서는 시스템의 사양과 더불어 자극 신호의 선택이 매우 중요하다고 판단된다. 자극신호원은 짧은 시간에 많은 주파수 영역을 포함해야하며, 주파수 영역에서 큰 값을 가져야 하고, 신호 발생이 가능하여야 한다. 자극신호원으로 델타함수, sinc 함수, 구형파 신호, 계단함수, chirp 신호 등을 고려해볼 수 있겠으나

본 연구에서는 주파수 영역에서 큰 값을 보이고 구형파가 용이한 구형파가 적절하다고 판단하였다<sup>[6,8]</sup>.

따라서 본 연구에서는 3-전극시스템으로 사용되는 다양한 바이오센서에 활용이 가능한 PC 기반의 휴대형 전극계면 분석용 고속 임피던스 분석기를 개발하고자 하였다. 이를 위해 PIC16F877 마이크로프로세서를 이용하여 전압제어 전류 측정방식의 시스템을 구현하고, 자극 신호로서 구형파를 사용하여 푸리에 변환에 의한 다중 주파수 임피던스 분석이 가능하며, 전체 주파수별 임피던스 및 모델기반의 등가회로상 각 소자별 분석이 가능한 시스템을 구현하고자 하였다.

## 2. 이론적 고찰

### 2.1. 3-전극시스템의 특성

전기화학 셀의 구조는 그림 1과 같다. 전극과정이 일어나는 작업전극(working electrode)과 전압을 가하는 자극전극(counter electrode) 그리고 전극계면의 전위를 모니터링하는 기준전극(reference electrode)으로 구성되어 있다. 기준전극은 전압을 모니터링할 뿐 전류는 흘리지 않는 조건이라야 하며, 임피던스 분석에서 전압 신호를 검출하는 부분이다. 작업전극은 전극의 재질을 달리하거나 표면에 산화/환원 반응을 일으키는 전극표면물질을 부착하여 전극반응을 일으키는 전극이다. 자극전극은 기준전극에 일정한 전압을 유지시키기 위하여 전압신호를 가하는 전극으로 대개는 기준전극의 전위와 자극전압을 비교하여 피드백제어로 전압을 가하는 부분이며 정전위기(potentiostat)의 출력이 전달된다<sup>[9]</sup>. 그림 1에서  $V_e(t)$ 는 전극반응동안 가해지는 제어전압,  $V(t)$ 는 기준전극의 전압,  $I(t)$ 는 작업전극을 통한 전류 신호이다. 시간에 따른 전압과 전류의 신호 즉  $V(t)$ 와  $I(t)$ 를 각각 FFT 한 후 두 신호의 비율  $Z(j\omega) = V(j\omega)/I(j\omega)$ 을 이용하여 주파수에 따른 임피던스를 얻는다. 직류가 아닌 조건에서 고정 주파수의 정현파를 이용하는 경우에

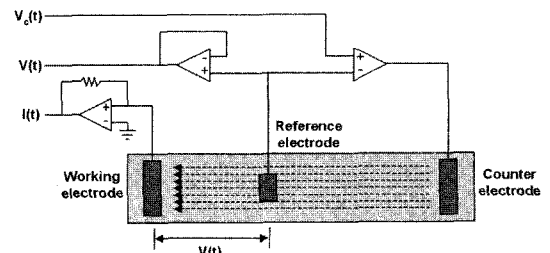


그림 1. 3-전극 임피던스 분석시스템의 전기회로 모식도  
Fig. 1. Schematic diagram of electric circuit of impedance analyzer using three-electrode measurements.

는 전압 및 전류의 실효치를 이용하여 임피던스를 측정하는 것이 가능하지만 이때 전압과 전류 간에는 위상차가 존재하게 된다.

주파수 스위프 방식(frequency swept method)의 임피던스 분석은 여러 주파수를 이용하여 임피던스를 측정해야 하며 일반적인 방법은 자극전압신호의 주파수를 단속적 또는 연속적으로 가변시켜 임피던스를 측정한다<sup>10)</sup>. 그러나 측정 시간이 많이 소요되며 전극계면의 상태가 시간에 따라 변하는 경우에 정확한 임피던스의 측정이 어려운 특성이 있다. 따라서 동시에 여러 주파수성분을 제어전압에 가하고 전류를 분석하여 임피던스를 측정하는 다중 주파수 임피던스 분석기를 사용하는 것이 고속화에 적합하다. 본 연구에서 사용하는 고속 임피던스 측정의 개념은 그림 2와 같다.

여러 주파수 성분의 신호를 중첩시킨 후 자극전압신호로 사용하며, 측정 전류를 푸리에 변환한 후 각 주파수별 전류신호를 분리하여 임피던스를 분석하는 것이다. 연속주파수에서 임피던스를 측정하는 방법은 자극전압신호로 다양한 주파수에서 파워밀도를 갖는 신호를 이용하는 것이다. 출력전류신호를 푸리에 변환하여

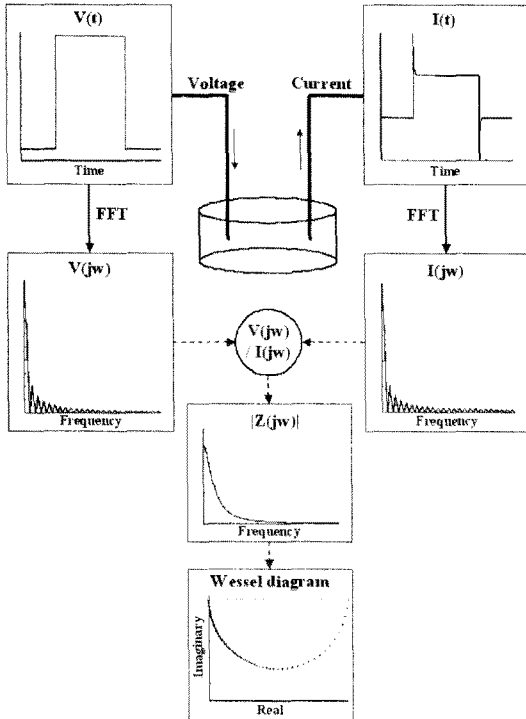


그림 2. 전기화학셀에서 다중주파수 임피던스 측정의 개념  
Fig. 2. The concept of multifrequency impedance analysis in electrochemical-cell.

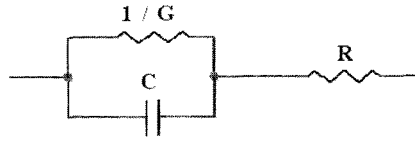


그림 3. 전극계면의 등가회로  
Fig. 3. Equivalent circuit of electrode/electrolyte interface.

주파수에 따른 전압과 전류의 비를 계산하여 임피던스를 구하게 된다. 본 연구에서는 델타함수와 부분적으로 유사한 특성이 있는 폭이 짧은 구형파를 이용하였다. 구형파는 주파수 영역에서 sinc 함수의 형태이기 때문에 고주파 영역에서 신호의 크기가 상대적으로 작아지며 임피던스 계산 과정 중에 오차를 유발할 수 있는 단점을 지닌다. 그러나 반복 측정을 통해 전류 및 전압 신호의 ensemble 평균으로 임피던스를 계산한다면 고주파 영역에서의 오차를 줄일 수 있다.

2.2. 전극계면의 등가회로와 임피던스 계산식

전극계면의 전기적 등가회로는 그림 3과 같다. 용액의 저항을 R, 전극계면의 저항을 1/G 그리고 전극계면의 전기용량을 C로 나타내었다. 등가회로의 임피던스는

$$Z(jw) = R + \frac{1}{G + jwC} \tag{1}$$

와 같이 표현된다. 이 식을 실수부와 허수부로 분리하면

$$Z(jw) = R + \frac{G}{G^2 + w^2C^2} - j \frac{wC}{G^2 + w^2C^2} \tag{2}$$

이 된다. 이 식을 Wessel 다이어그램에 표시하면 실수부는 X축의 값이 되며, 허수부는 Y축의 값이 된다. 따라서 X와 Y를

$$X = R + \frac{G}{G^2 + w^2C^2}, \quad Y = -\frac{wC}{G^2 + w^2C^2} \tag{3}$$

와 같이 정의한 후, 수식을 전개하면

$$\left(X - R - \frac{1}{2G}\right)^2 + Y^2 = \left(\frac{1}{2G}\right)^2 \tag{4}$$

이라는 원의 형태가 된다<sup>11)</sup>. 따라서 임피던스 측정을 통해 얻어진 X, Y 값을 이용해서 원으로 fitting을 하게 되면 직렬 저항 R 및 병렬저항인 1/G이 얻어진다. 임피던스는 주파수 의존적이며, 주파수가 0인 경우는 R + 1/G가 되고 무한대인 경우는 R이 된다. 그러나 주

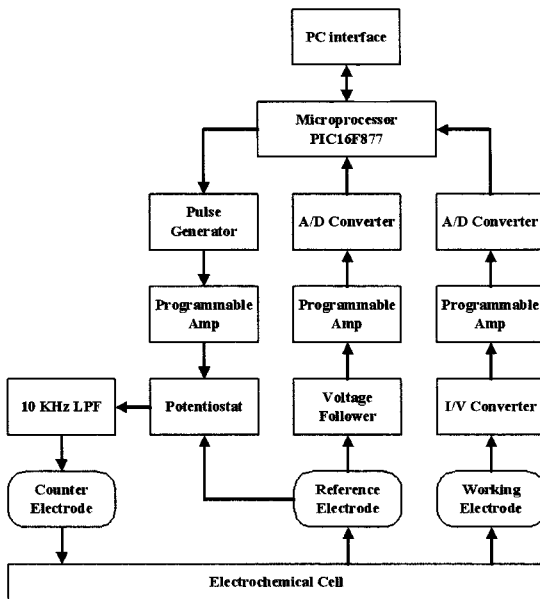


그림 4. 개발된 임피던스 분석기의 시스템 구성도  
Fig. 4. Systemic block diagram of developed impedance analyzer.

파수가 0인 dc와 주파수가 무한대인 경우는 측정이 불가능하기 때문에 등가회로상의  $R$ 과  $G$ 를 구하기 위해서는 Wessel 다이어그램 상의 데이터를 원호를 나타내는 함수에 curve-fitting 시켜야 한다. 전기용량  $C$ 는 위에서 계산된  $G$ , 획득된 임피던스의 허수부 데이터  $Y$ , 계산된 주파수를 이용하여 역시 curve-fitting해서 구한다.

### 3. 시스템 구성 및 소프트웨어

본 연구에서 개발한 임피던스 분석 시스템의 블록 다이어그램을 그림 4에 제시하였다. 시스템의 구성은 자극 전압을 발생하는 신호발생기, 기준 단자의 전압 및 전류 측정 단자의 전류를 얻고 증폭하는 프로그램머블 증폭기, 증폭된 신호를 PC로 전송하기 위해 디지털 신호로 바꾸는 아날로그디지털 변환기, 기준 단자의 전압을 가능한 자극 구형파와 유사하게 하기 위한 정전위기, 엘리어싱을 방지하기 위한 저역통과필터, PC와 직렬통신을 위한 PC 인터페이스, 모든 회로를 제어하고 PC로 통신을 하기 위한 마이크로프로세서부로 구성된다. 마이크로프로세서는 PIC16F877을 사용했으며 프로그램의 용이성과 5MIPS의 처리속도, 단순한 어셈블 언어 등의 장점을 가지고 있기 때문에 구성 회로의 제어용으로 적절하였다. 마이크로프로세서의 한계로 인해 A/D 변환은 40 k sample/s, 양자화율은

12 bit로 구성되었다. 임피던스 측정 주파수 범위를 dc에서 10 kHz로 하였으며, PC와의 통신은 115.2 kbps의 RS-232를 이용하였다.

신호발생기에서 발생한 구형파 전압펄스는 정전위기 (potentiostat)와 10 kHz 저역통과필터를 거쳐 자극 전극에 인가된다. 기준전극의 전압은 정전위기의 기준신호로 가해지며 또한 voltage follower를 거쳐 A/D 변환된다. 작업전극으로부터 기록되는 전류신호는 I/V 변환기를 거쳐 A/D 변환된다.

PC에서는 Visual C++로 작성된 통신 프로그램을 통해 시스템에서 획득된 전압/전류 신호가 RS232 직렬통신에 통해 파일로 저장되고, 저장된 파일은 Matlab 6.5(Mathworks Co., USA)를 이용해 분석을 하였다. 주파수 분석의 결과는 Wessel diagram으로 표현하였으며, nonlinear least square(NLLS)법의 curve-fitting을 통해 용액 저항( $R_s$ ), 분극 저항( $R_p$ ), 전기 용량( $C_d$ )을 계산하였다. Matlab에서의 분석과정은 그림 5와 같다.

### 4. 결과 및 고찰

본 연구에서 구현한 고속 임피던스 분석기는 전체 임피던스 및 모델기반에서 등가회로상의 각 소자별 분석이 가능한 시스템이다. 구현된 PC 기반의 휴대형 고속 임피던스 분석기의 외형 사진과 데이터 획득 소프트웨어의 PC 화면을 그림 6에 나타내었다. 완전한 휴대형 시스템이 되기 위해서는 4294A와 같이 측정, 분

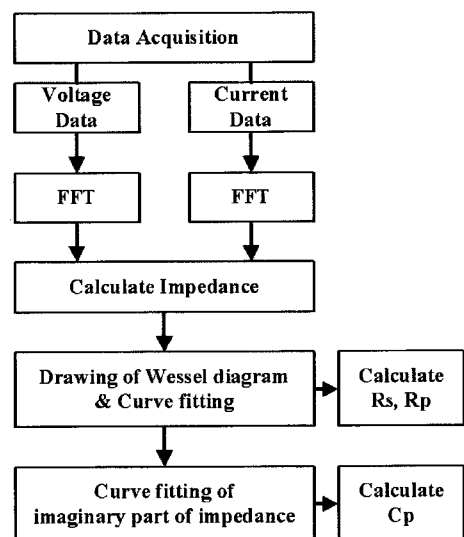
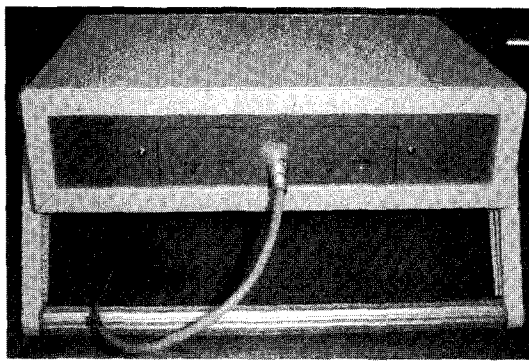
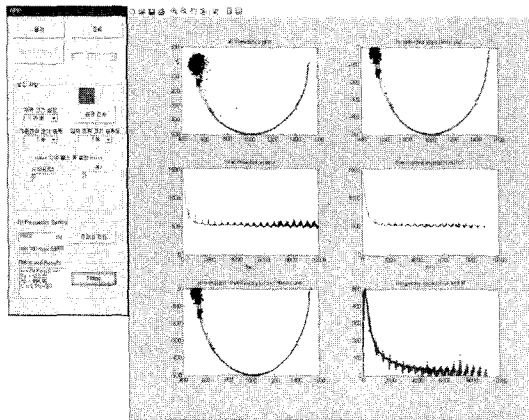


그림 5. 임피던스 분석 소프트웨어의 흐름도  
Fig. 5. Flowchart of impedance analysis software.



(a) photograph of a system



(b) data acquisition software

그림 6. 구현된 고속 임피던스 분석기  
Fig. 6. Lab-made high speed impedance analyzer.

석 및 결과 출력이 장비 내에서 모두 이루어져야 하겠지만 데이터 획득 후 다양한 알고리즘 적용 등 효율적인 후처리, 시스템의 고속화 및 경량화 등을 위해서 PC 기반의 시스템을 구현하였다. 실제로 전기화학분야에서 임피던스 분석기로 널리 사용되고 있는 Parstat 2263(Princeton Applied Research, USA)도 PC 기반 시스템으로 다양한 실험 및 분석능력을 제공한다. 그림 6에서 (b) 데이터 획득 소프트웨어는 GUI 환경에서 사용자가 자극 신호의 크기 및 폭, 기준 전압 및 전류의 증폭도, 분석 주파수 범위 등을 설정할 수 있으며, 모델기반의 등가회로상 수동소자의 측정치를 출력하도록 구현되었다.

구현한 시스템의 성능을 평가하기 위해 직렬저항 500Ω 병렬저항 1kΩ 병렬전기용량 1μF를 연결하여 가상 cell을 구성한 후 임피던스를 측정하여 주파수별 임피던스와 각 소자별 파라미터를 관찰하였다. 구현된 시스템에서 관찰된 각 소자별 파라미터는 기준장비로

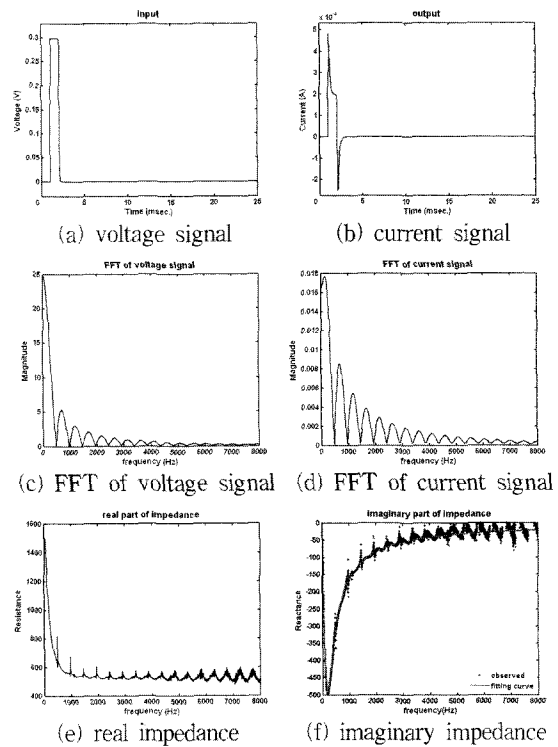
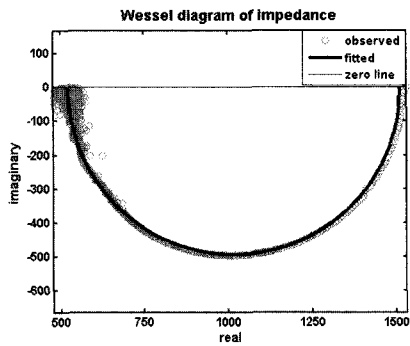


그림 7. 자극전압, 측정전류 및 임피던스  
Fig. 7. Stimuli voltage, measured current and impedance.

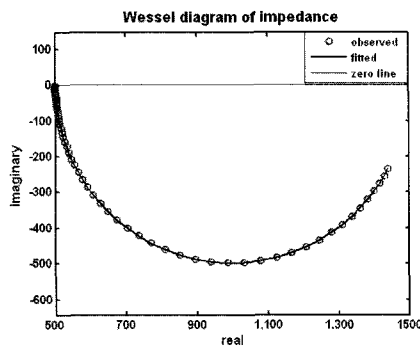
서 LCR 시험기인 3522-50(Hioki, Japan)과 임피던스 분석기인 4294A의 결과와 비교하였다.

우선, 구현된 시스템에서 가해진 자극 전압, 측정 전류 및 관찰된 임피던스 결과는 그림 7에 도시하였다. 그림 7의 (a)와 (b)는 자극전압과 측정전류이고, (c)와 (d)는 전압과 전류신호를 푸리에 변환한 결과이며, (e)와 (f)는 푸리에 변환된 전압신호와 전류신호의 비율로서 임피던스를 구한 후 실수부와 허수부를 나타내었다. 임피던스는 주파수가 증가함에 따라 감소하는 것을 볼 수 있으며, 잡음에 의한 요동이 있음을 보여준다. 임피던스의 잡음 성분은 전압신호의 전력밀도가 낮은 고주파수에서 많이 발생하였으며 이는 고주파 성분이 상대적으로 낮아지는 구형파 자극함수의 단점을 보완하기 위해 ensemble 평균으로 임피던스를 구했음에도 불구하고 분모가 매우 작은 값에서 여전히 불안정한 특성이 있음을 보여준다. 리액턴스의 최소치를 가리키는 주파수는 가상 cell의 특성주파수로서 병렬 저항과 함께 전기 용량을 계산하는데 사용된다.

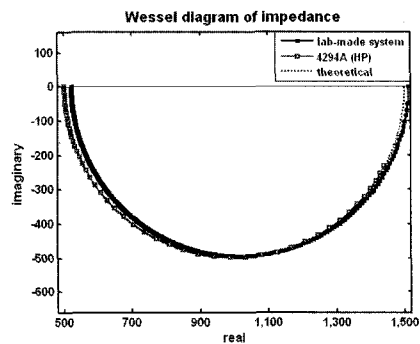
구현된 시스템과 기준 장비를 이용하여 측정된 임피던스 결과를 Wessel diagram으로써 비교하였으며, 그



(a) lab-made system



(b) 4294A (HP)



(c) comparison of between (a) and (b)

그림 8. 임피던스의 Wessel 다이어그램  
Fig. 8. Wessel diagram of impedance.

결과를 그림 8에 나타내었다. 그림 8의 (a)는 그림 7에서 계산한 임피던스의 실수부와 허수부를 가로축과 세로축에 도시한 Wessel 다이어그램과 curve-fitting한 결과를 함께 도시하였다. 고주파로 갈수록 주파수별 전류 신호의 전력밀도가 낮아져서 임피던스 분석용 연산과정에 오차가 커지기 때문에, 임피던스의 분포형인 전류 신호에서 역치 이하의 전력밀도를 가지는 주파수의 신호는 계산에서 제외하였다. 이 때 사용된 역치는 주파수가 10 kHz 이상의 전류 신호 중 최대전력밀도의

50 %이다. 역치법의 적용에도 불구하고 Wessel 다이어그램은 고주파수로 갈수록 여전히 많은 잡음 성분이 존재하여 퍼진 형태를 보였다. 이것은 불충분한 샘플링율과 양자화율로 인해 전류신호의 변이과정을 충분히 반영하지 못하기 때문에 나타나는 현상이라고 판단된다. Curve-fitting에 의해 잡음성분에 의한 영향을 어느 정도 감소시키겠지만 이를 보다 근본적으로 개선하기 위해서는 A/D 변환기의 샘플링율과 양자화율의 개선이 따라야 할 것으로 본다. 그림 8의 (b)는 상용화된 임피던스 분석기인 4294A를 이용하여 측정된 주파수별 임피던스와 본 연구에서 사용한 NLLS법을 적용해 curve-fitting한 결과를 나타내었다. 이 시스템의 분석구간이 40 Hz~110 MHz이기 때문에 완전한 반원의 Wessel 다이어그램은 아니지만, 잡음이 거의 없는 완전한 곡선을 나타내고 있다. 그림 8의 (c)는 구현된 시스템과 4294A로부터 측정된 임피던스의 wessel 다이어그램을 curve-fitting 한 후 이론치와 비교하여 나타내었다. 4294A는 이론치와 거의 일치한 반면 구현된 시스템은 전 주파수 영역에서 다소 차이를 보였는데, 이론치에 비해 실수부는 약간 크고, 허수부는 약간 작음을 관찰할 수 있었다.

임피던스를 측정하는 장비는 크게 두 카테고리 즉, LCR 시험기와 임피던스 분석기로 구분된다<sup>[12]</sup>. 본 연구에서 구현한 임피던스 분석기의 성능을 평가하기 위해서 두 방법의 측정 결과와 비교분석하였다.

표 1에 구현된 시스템, LCR 시험기 3522-50 및 임피던스 분석기 4294A를 이용하여 25회 반복 측정된 직렬저항과 병렬저항 그리고 병렬 전기용량의 측정치를 평균과 표준편차로써 제시하였다. LCR 시험기 3522-50에 의한 결과는 각 성분별로 분리하여 120 Hz와 1 kHz에서 관찰한 측정치이며, 임피던스 분석기 4294A에 의한 결과는 주파수별 임피던스를 curve fitting 한 후 관찰한 측정치이다. 구현된 시스템에 의한 측정 결과는 각 저항과 커패시터에 표시된 정격 용량과 다소 차이를 보였으나, 두 기준 장비의 결과와는 5 % 이내의 오차를 보였다. 기존의 분석기기에 비해 구현된 시스템이 정확도는 다소 떨어지지만 측정치의 재현성은 0.5 % 이내의 오차를 보임으로써, 전기화학 전극의 정량적 평가가 가능함을 알 수 있었다.

표 2는 구현된 시스템과 4294A를 분석 시간, 주파수 분석 범위, 그리고 시스템 크기로서 비교하여 제시하였다. 구현된 시스템은 4294A에 비해 1/8 정도의 크기로 경량이고, 와버그 현상과 같은 저주파수 분석에 용이하도록 구성되었으며, 저주파수 분석 시간을 고려할 때 분석 시간 또한 상당히 짧음을 알 수 있다. 이는 구현

표 1. 구현된 임피던스 측정기와 상용 LCR 측정기에서 직렬저항과 병렬저항 및 병렬 전기용량의 측정치(평균 ± 표준편차) 비교

Table 1. Comparison of values (mean ± standard deviation) between serial resistor, parallel resistor and parallel capacitor measured by implemented impedance analyzer (lab-made system) vs. commercialized LCR tester (3522-50) and impedance analyzer (HP4294A)

		$R_s$ ( $\Omega$ )	$R_p$ ( $\Omega$ )	$C_p$ (nF)
Lab-made system		521.8 ± 0.6	989.8 ± 1.3	949.7 ± 3.2
3522-50 (Hioki)	120 Hz	499.4 ± 1.8	996.8 ± 0.3	994.5 ± 0.2
	1 kHz	499.4 ± 0.0	997.0 ± 0.1	992.7 ± 0.2
4294A(HP)		500.7 ± 0.0	997.5 ± 0.1	994.7 ± 0.2
Error	Accuracy	< 4.21 %	< 0.77 %	< 4.52 %
	Reproduction	< 0.12 %	< 0.14 %	< 0.34 %

표 2. 기존 제품과의 사양 비교

Table 2. Comparison of specifications with commercial product

	Lab-made system	4294A(HP)
Analysis time (sec.)	14.55 (by 3,406 points)	12.4 (by 101 points)
Frequency range	dc - 10 kHz	40 Hz - 110 MHz
System size (mm <sup>3</sup> )	300 * 80 * 200	420 * 200 * 500

된 시스템이 휴대용 고속 임피던스 분석기에 부합됨을 알 수 있다.

이상의 결과에서 구현한 휴대용 고속 임피던스 분석기는 측정대상의 주파수별 임피던스뿐만 아니라 모델 기반 등가회로 상의 저항과 전기용량을 구하는 알고리즘을 적용하였으며 측정치는 유의한 결과를 가져왔음을 확인하였다.

그러나 본 시스템에서 채택한 40 kHz의 샘플링율은 낮은 시정수 즉, 높은 주파수를 지닌 신호의 분석에는 어려움이 있으며, 12 bit 양자화율은 높은 시정수 즉, 낮은 주파수를 지닌 신호를 획득하기 힘들다는 단점을 지닌다. 또한 자극함수를 구형파를 사용함으로써 전류 신호의 전력밀도가 0이 되는 주파수 성분이 존재하고, 고주파수 영역에서는 입력신호의 주파수 성분의 크기가 작으므로 출력 신호의 크기도 작아서 많은 잡음 성분이 혼입되어 정확한 임피던스를 분석하기 힘들다.

따라서 연속 주파수별 임피던스 및 전기적 파라미터를 보다 정확히 측정하기 위해서는 좋은 주파수 특성을 지닌 자극 신호의 선별 방안, 샘플링율을 증가시키는 방안, 낮은 출력신호의 증폭도를 조절하여 양자화에 따른 잡음의 유입을 최소화시키는 방안 등이 필요할 것으로 판단된다.

## 5. 결 론

본 연구에서는 전기화학전극의 고속 임피던스 측정을 위한 휴대용 시스템을 구현하고자 하였다. 이를 위해 자극 신호는 구형파를 사용하였으며, 자극전극, 기준전극, 작업전극을 이용하는 3-전극시스템에서 자극전극에 정전압을 가한 후 PC에서 기준전극과 작업전극으로부터 기록한 전압과 전류 신호를 푸리에 변환하여 시료의 다중주파수 임피던스를 구하였다.

구현된 시스템을 이용하여 가상 셀에서 구한 임피던스의 Wessel 다이어그램은 고주파 신호에서 많은 잡음의 영향을 받아 분산된 형태를 보였으나 curve-fitting을 통해 등가회로상의 분극 저항, 전기용량 그리고 용액저항을 분석할 수 있었다. 구현한 임피던스 분석기는 기존 장비에 비해 경량이며, 분석시간이 짧을 뿐만 아니라 높은 재현성을 보임으로써 전기화학전극의 정량적인 평가가 가능함을 시사한다.

## 감사의 글

“본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(02-PJ3-PG6-EV05-0001)”.

## 참고 문헌

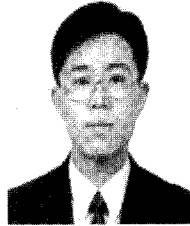
- [1] J. R. Macdonald, Impedance Spectroscopy, Wiley-Interscience, New York, 1987.
- [2] L. E. Baker, “Some thoughts regarding electrical bioimpedance and its clinical use”, *J. Clin. Eng.*, vol. 18, pp. 221-3, 1993.
- [3] A. J. Bard and Faulkner L. R., *Electrochemical Methods*, John Wiley & Sons, New York, 1880.

- [4] J. O'M. Bockris and S. U. Khan, *Surface Electrochemistry*, Plenum Press, New York, 1993.
- [5] 황의진, 오상협, “푸리에 변환을 이용한 전기화학적 임피던스 측정 시스템 제작”, *대한화학회지*, 제35권, 제6호, pp. 713-719, 1991.
- [6] A. Searle and L. Kirkup, “Real time impedance plots with arbitrary frequency components”, *Physiol. Meas.*, vol. 20, pp. 103-114, 1999.
- [7] J. S. Yoo and S. M. Park, “An Electrochemical Impedance Measurement Technique Employing Fourier Transform”, *Anal. Chem.*, vol. 72, pp. 2035-2041, 2000.
- [8] S. C. Creason and D. E. Smith, “Fourier transform Faradic admittance measurements-on the use of high-precision data for characterization of very rapid electrode process kinetic parameter”, *Anal. Chem.*, vol. 45, pp. 2401-3, 1973.
- [9] 백운기, 박수문, *계면과 전극과정의 과학 · 기술 전기화학*, 청문각, 서울, 2001.
- [10] R. Gudivaka, D. Schoeller, and R. F. Kushner, “Effect of skin temperature on multifrequency bioelectrical impedance analysis”, *J. Appl. Phys.*, vol. 1, pp. 838-45, 1996.
- [11] 변수일, *재료전기화학개론*, 시그마프레스, 서울, 2001.
- [12] S. Grimnes, Ørjan Grøttem Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basic*, Academic Press, New York, 2000.



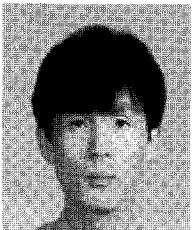
김 기 련 (Gi-Ryon Kim)

- 2001. 2. 부산대학교 의공학협동과정 (공학석사)
- 2001. 3 ~ 현재 부산대학교 의공학협동과정(박사과정)
- 2003. 9 ~ 현재 동아대학교 의공학교실 연구원
- 주관심분야 : 신호처리, 생체계측, 센서 시스템



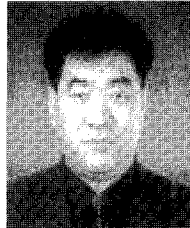
김 광 년 (Gwang-Nyeon Kim)

- 1998. 8. 부산대학교 의공학협동과정 (공학석사)
- 1998. 8 ~ 현재 동아대학교 의공학교실 연구원
- 2003. 3 ~ 현재 부산대학교 컴퓨터공학과 (박사과정)
- 주관심분야 : 생체계측, 회로구현, 신호 처리, 시뮬레이션



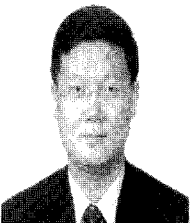
허 승 덕 (Seung-Deok Heo)

- 2000. 8. 한림대학교 재활학(문학석사)
- 2002. 3 ~ 현재 동아대학교 의학과 (박사과정)
- 주관심분야 : 의공학, 생체계측, 청각학



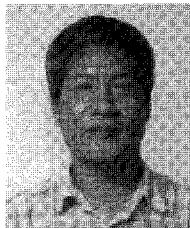
이 승 훈 (Seung-Hoon Lee)

- 2000. 2 인제대학교 보건관리학(석사)
- 2003. 3 ~ 현재 동아대학교 의학과 (박사과정)
- 주관심분야 : 의공학, 영상처리시스템



최 병 철 (Byeong-Cheol Choi)

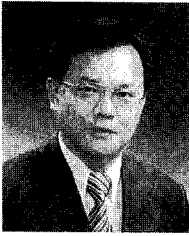
- 1998. 2 부산대학교 의공학협동과정 (공학석사)
- 2004. 2 부산대학교 의공학협동과정 (공학박사)
- 2000. 3 ~ 현재 춘해대학 의료공학과 교수
- 주관심분야 : 모델링 및 시뮬레이션, 생체계측



김 철 한 (Cheol-Han Kim)

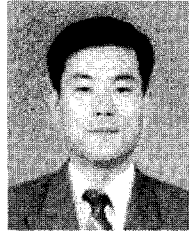
- 2001년 동아대학교 전기공학과 졸업 (공학석사)
- 2002년 ~ 현재 부산대학교 전기공학과 박사과정
- 주관심분야 : 생체시뮬레이션, 생체계측





전 계 록 (Gye-Rok Jeon)

- 1982년 부산대학교 전자공학과 졸업 (공학석사)
- 1993년 동아대학교 전자공학과 졸업 (공학박사)
- 1985년 ~ 현재 부산대학교 의과대학 교수
- 주관심분야 : 의용계측, 영상신호처리, 생체시스템 모델링



정 동 근 (Dong-Keun Jung)

- 1991. 2 부산대학교 의과대학(의학석사)
- 1993. 8 부산대학교 의과대학(의학박사)
- 1997. 5 ~ 현재 동아대학교 의과대학 교수
- 주관심분야 : 생체임피던스, 생체신호계측, 생리학