

## 구형파를 이용한 전극계면 분석용 고속 임피던스 분석기의 설계변수 확정을 위한 컴퓨터 시뮬레이션<sup>†</sup>

김기련<sup>\*</sup>, 김광년<sup>\*</sup>, 심윤보<sup>\*\*</sup>, 전계록<sup>\*\*\*</sup>, 정동근<sup>\*</sup>

Computer simulation to determine system parameters of the  
square-wave adapted fast impedance analyzer for the  
electrode-electrolyte interface analysis

Gi-Ryon Kim, Gwang-Nyeon Kim, Yoon-Bo Shim, Gye-Rok Jeon, Dong-Keun Jung

### Abstract

There are electric double layer capacitance, polarization resistance and solution resistance in the interface between electrode and solution. Electrode process could be evaluated by the electrical impedance analysis. The necessities of the electrochemical cell analysis with high speed impedance analyzer are followings: minimization of the effects of electric stimulation on electrochemical cell and the concentration of reactive materials, and optimization of impedance signal resolution. This paper represents the design criteria for the selection and stimulation to develop fast impedance analyzer prototype for a electrochemical cell. It was suggested that the design of 470k sample/s sampling rate, 13 bit ADC resolution, and 140 ms recording time is required for high speed impedance analysis system in frequency range between dc and 10 kHz.

**Key Words:** electrode-electrolyte interface analysis, fast impedance analyzer, system parameter

<sup>†</sup> 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(02-PJ3-PG6-EV05-0001)

<sup>\*</sup> 동아대학교 의과대학 의공학교실

<sup>\*\*</sup> 부산대학교 자연과학대학 화학과

<sup>\*\*\*</sup> 부산대학교 의과대학 의공학교실

## 1. 서론

임피던스분석기는 피검체에서 주파수에 따른 전압과 전류의 관계인 임피던스를 측정하는 장비이다. 이러한 임피던스분석기는 바이오센서로부터 신호검출, 생체계측용 전극의 분석 등 전극계면 분석뿐만 아니라 생체에서 피부 전기반응 및 조직임피던스 측정 등 다양한 용도로 활용되고 있다<sup>[1,2]</sup>.

전기화학 셀에서 전극과 용액 사이에는 산화/환원 반응에 의해 전기적 이중층으로 인한 용량성분, 분극 저항 성분, 용액 자체의 저항 성분 등이 존재한다. 전극반응과정은 이들 파라미터를 변화시키며, 전극계면의 임피던스 분석을 통하여 전극의 부식정도, 전극과 화학물질의 반응성 등을 측정할 수 있다<sup>[3,4]</sup>. 그러나 임피던스 측정과정은 전극에서 패러데이 전류(faradaic current)를 흘리므로 전극 주위의 산화/환원 물질의 농도가 변하며, 시간에 따라 전극의 반응성이 변하는 특성을 지닌다<sup>[5,6]</sup>. 따라서 전기화학 셀에 최소한의 자극시간을 이용하는 고속 임피던스 분석법이 필요하다.

이러한 전극계면의 고속 임피던스 분석은 Fast Fourier transform<sup>[7]</sup>을 사용하면서 가능해졌다. 여러 개의 주파수가 섞인 신호를 자극신호로 사용함으로써 한 번에 여러 주파수에 대한 정보를 얻을 수 있을 뿐만 아니라 측정시간이 단축되었으며, 시간에 따라 변화하는 계면의 임피던스도 연구할 수 있게 되었다<sup>[8]</sup>. 그러나 자극 신호원에 초점을 두는 고속 임피던스 분석 기법에 관한 연구<sup>[9,10]</sup>는 많이 이루어졌음에도 불구하고, 전기화학 셀을 측정하기 위한 고속 임피던스 분석시스템의 설계에 대한 연구는 거의 전무한 실정이다.

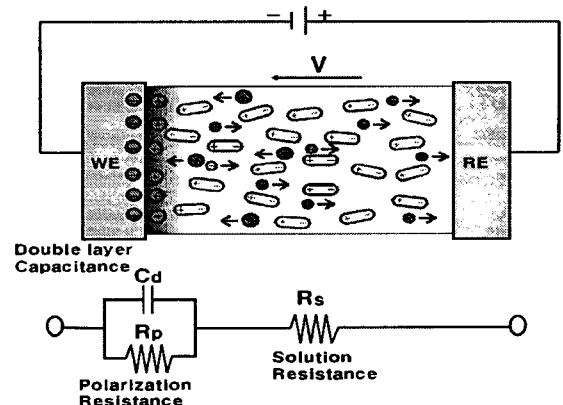
높은 사양의 분석시스템을 사용하면 양질의 결과를 얻는 것은 당연하지만, ADC, 메모리, 통신 속도 등 하드웨어의 리소스가 한정되어 있기 때문에 분석기의 구현에 있어서 어느 정도의 사양으로 시스템을 설계하는 것이 적절한지를 결정하는 것은 쉬운 일이 아니다. 또한

샘플링율, 데이터 기록시간, 분해능 등 시스템 설계 변수의 차이에 따라 나타나는 현상들을 수식을 이용하여 예측하는 것은 현실적으로 불가능하다고 판단되었다.

따라서 본 연구에서는 결정하는 시스템 사양이 변동되었을 때 나타날 수 있는 현상 및 오차를 시뮬레이션을 검정하였으며, 구형파를 자극원으로 사용하는 경우 전기화학 셀에서 전극계면 분석을 위한 고속 임피던스 분석기의 설계에 필요한 시스템 요구조건을 분석하여 제시하고자 하였다.

## 2. 이론적 해석

### 2.1 전기화학 셀의 전극계면 등가회로



<그림 1> 전극계면 전기적 등가회로

Fig. 1. Electric equivalent circuit for electrode/electrolyte interface.

전기화학에서 흔히 응용되는 전극과 용액 사이의 등가회로는 Randles 회로라고 하며, <그림 1>과 같은 전기적 등가회로로 표현될 수 있다<sup>[11]</sup>.  $R_p$ 는 분극저항이며 전극과정에 의존적이다.  $C_d$ 는 전극계면의 전기적 이중층에 의한 전기용량이며,  $R_s$ 는 용액의 저항성분으로서 용액 내 전해질 농도 및 이온의 이동속도에 의존적이다. 등가회로에서 전압제어 전류신호의 전달함수 및 임펄스 응답을 식으로 나타

내면 다음과 같다.

$$H(j\omega) = G_s - \frac{G_s^2}{C_d} \frac{1}{j\omega + (G_s + G_p)/C_d} \quad (1)$$

$$h(t) = G_s \delta(t) - \frac{G_s^2}{C_d} \exp\left(-\frac{G_s + G_p}{C_d} t\right) u(t) \quad (2)$$

식(1),(2)는 등가회로에 대한 어드미턴스의 주파수 응답 및 시간 응답이며,  $G_s$ 와  $G_p$ 는  $1/R_s$ 와  $1/R_p$ 를 각각 나타낸다. 전기화학 셀의 양단에 전압을 인가한 후 측정된 전류신호는 위의 전달함수 특성에 의해 좌우된다.

## 2.2 임피던스 연산

<그림 1>에서 보인 전극계면의 전기적 등가회로의 임피던스는

$$Z(j\omega) = R_s + \frac{R_p}{1 + j\omega C_d R_p} \quad (3)$$

와 같이 표현된다. 이 식을 실수부와 허수부로 분리하면

$$Z(j\omega) = R_s + \frac{R_p}{1 + \omega^2 C_d^2 R_p^2} - j \frac{\omega C_d R_p^2}{1 + \omega^2 C_d^2 R_p^2} \quad (4)$$

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

$$X = R_s + \frac{R_p}{1 + \omega^2 C_d^2 R_p^2}, \quad Y = -\frac{\omega C_d R_p^2}{1 + \omega^2 C_d^2 R_p^2} \quad (5)$$

와 같이 정의한 후, 수식을 전개하면

$$(X - R_s - \frac{R_p}{2})^2 + Y^2 = (\frac{R_p}{2})^2 \quad (6)$$

이라는 원의 형태가 된다. 따라서 임피던스 측정을 통해 얻어진 X, Y 값을 이용해서 원으

로 curve-fitting을 하게 되면 직렬 저항  $R_s$  및 병렬저항  $R_p$ 가 얻어진다. 전기용량  $C_d$ 는  $R_p$ 와 임피던스의 허수부 데이터 Y, 계산된 주파수를 이용하여 curve-fitting 해서 구한다.

Curve-fitting 과정은 Levenburg-Marquardt 알고리즘<sup>[12]</sup>을 이용한 비선형최소자승법(non linear least square method)을 적용하였다. 목적함수 즉, 시뮬레이션에 의해 계산된 데이터와 curve fitting된 값의 오차를 최소화하기 위해 수행되며, 적용된 목적 함수(Q)는 다음과 같다.

$$Q = \sum_{i=1}^N [X_i - f_x(\omega_i, b_i)]^2 + [Y_i - f_y(\omega_i, b_i)]^2 \quad (7)$$

이 때,  $X_i$ 와  $Y_i$ 는 시뮬레이션에 의해 계산된 주파수별 데이터이고,  $f_x(\omega_i, b_i)$ 와  $f_y(\omega_i, b_i)$ 는 각속도( $\omega_i$ )와 보정계수( $b_i$ )에 대한 함수로서 fitting에 의해 최적화되는 임피던스의 실수부와 허수부 데이터이다.

$R_s$ ,  $R_p$ ,  $C_d$ 는 Wessel 다이어그램에 표시된 측정치를 기하학적 해석을 통해 설정된다. 식(6)에서 알 수 있듯이 Wessel 다이어그램에서 그려지는 임피던스는 중심이  $(R_s + \frac{R_p}{2}, 0)$ 이고, 반지름이  $\frac{R_p}{2}$ 인 반원을 나타낸다. 식(3)에서 임피던스는 주파수가 무한대인 경우  $R_s$ 이고, 주파수가 0인 경우에는  $R_s + R_p$ 를 나타내기 때문에 반원의 양 끝점으로써  $R_s$ 와  $R_p$ 가 계산된다.  $C_d$ 는 반원이 시작되는 부분으로부터 45°되는 선을 그었을 때 만나는 점의 주파수  $f_0$ 를 다음 식에 대입하여 추정할 수 있다.

$$C_d = \frac{1}{2\pi \cdot f_0 \cdot R_p} \quad (8)$$

## 3. 시뮬레이션 수행 및 결과

전기화학 셀에서 전극계면 분석을 위한 고속 임피던스 분석기의 설계에 필요한 요구조건을 분석하여 제시하기 위해 Matlab 6.5를

이용하여 전극계면 등가회로에서 신호 획득시간 범위, 샘플링율, ADC의 분해능, 외부 잡음에 대한 대책, 자극 방법 등 신호처리 방법에 따른 시물레이션을 수행하였다. 이를 위해 먼저 임피던스 분석에 적합한 자극 신호를 검토하였다.

### 3.1 자극 신호의 검토

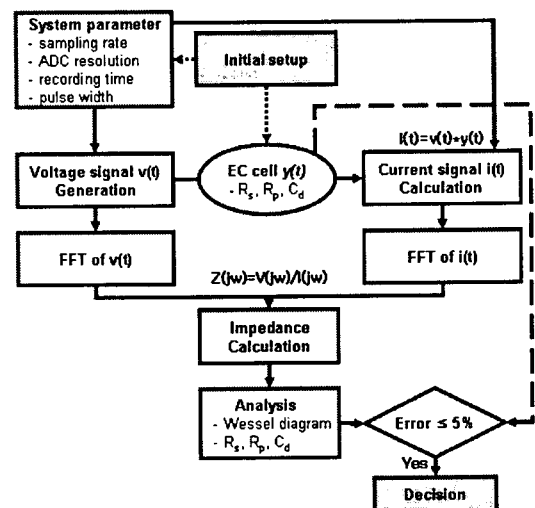
임피던스를 측정하는 방식 중 주파수 이동 방식은 단일 주파수 정현파를 자극신호로 가한 후 전류 출력신호의 크기 및 위상차를 이용하여 그 주파수에 대한 임피던스를 계산한다. 그러나 이 경우 저주파 신호의 임피던스나 여러 주파수에서 임피던스 측정은 많은 시간을 필요로 하기 때문에 고속 임피던스 측정방식에는 적합하지 않다.

고속 임피던스 측정을 위해서는 먼저 자극 신호원에 대한 선별이 필요하다. 자극 신호원은 짧은 시간에 많은 주파수 성분을 포함해야 하며, 주파수 영역에서 큰 값을 가져야 하고, 현실적으로 신호 발생이 가능하여야 한다. 자극 신호원으로는 델타함수, sinc 함수, 미분계단함수, 구형파 등을 고려할 수 있다. 자극 신호원으로 넓은 주파수 특성을 갖는 델타 함수의 사용이 절실하지만 현실적으로 구현이 불가능하기 때문에 하드웨어적으로 구현이 용이하고 최소한의 펄스폭을 지니는 구형파를 선정하였다.

### 3.2 시스템 사양 선정

<그림 1>과 식 (3)의 등가회로를 이용하여 연속 주파수별 임피던스 및 등가회로상 모델 기반의 각 소자별 분석이 가능한 시스템 설계 조건을 찾고자 시물레이션을 수행하였다. 시물레이션 과정을 그림 2에 도시하였다. 먼저 샘플링율, ADC 분해능, 기록시간, 펄스폭 등의 시스템 파라미터와 전기화학셀의 전기적 파라미터( $R_s$ ,  $R_p$ ,  $C_d$ )를 설정한 후, 자극신호원으로

구형파신호를 발생하였다. 전류신호는 자극 신호원  $v(t)$ 와 전기화학 셀의 어드미턴스 시간 응답  $y(t)$ 를 선형 interpolation한 후 연속신호 convolution으로 계산하였다. 전압  $v(t)$ , 전류 신호  $i(t)$ 를 FFT하여 주파수별 크기와 위상을 계산한 후 Wessel diagram에서 curve-fitting을 통해 전기적 파라미터를 계산하였다. 초기에 설정된 전기적 파라미터와 시물레이션 결과로 도출된 전기적 파라미터의 값을 비교하여 일정 수준 이하의 오차를 보이는 시스템 파라미터를 선택하도록 구성하였다. 위의 과정들은 시스템 파라미터별로 반복해서 수행되었다. 등가회로상의 전기적 파라미터가 용액저항( $R_s$ ) 35  $\Omega$  ~ 100  $\Omega$ , 분극저항( $R_p$ ) 50  $\Omega$  ~ 10 k $\Omega$ , 이중층 전기용량( $C_d$ ) 0.1  $\mu F$  ~ 100  $\mu F$ 의 한정된 범위를 지니고 5% 이내의 오차는 허용할 수 있다는 가정 하에 시물레이션을 수행하였다. 실제로 대부분의 수동소자는 주파수에 따라 값이 변하고 소자별로 다소 차이를 보이는 특성이 있으나, 본 시물레이션에서는 등가회로에서 소자 값이 일정하게 유지된다고 간주하였다.



<그림 2> 시물레이션 과정의 흐름도  
Fig. 2. Flowchart of simulation procedure.

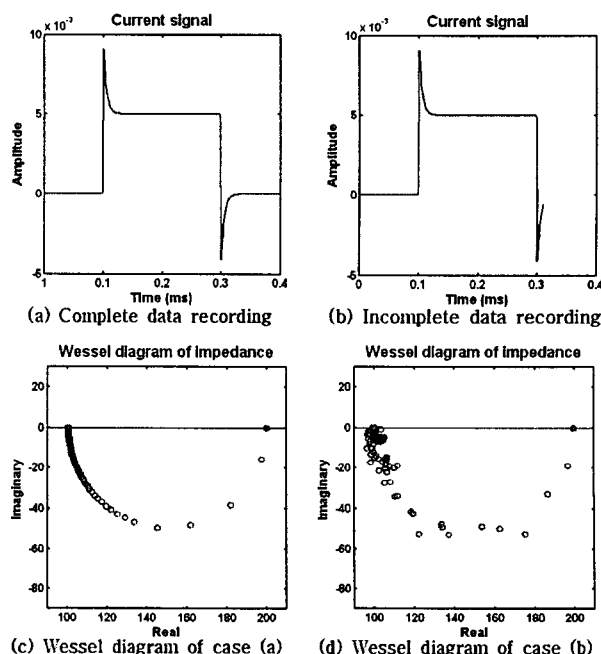
시스템 사양선정에서 첫 번째 고려사항은 자극신호원의 펄스폭과 전압 및 전류신호의 획득 범위가 Wessel 다이어그램에 미치는 효과이며, <그림 3>과 <표 1>에 시뮬레이션 결과를 도시하였다.

<그림 3>은 신호의 획득 범위에 따른 Wessel 다이어그램의 변화에 대한 시뮬레이션 결과이다. 이 때 사용된 등가회로의 전기적 파라미터는  $R_s$  100 $\Omega$ ,  $R_p$  100 $\Omega$ ,  $C_d$  0.1 $\mu$ F이다. <그림 3>의 (a)와 같이 천이과정 모두를 기록한 경우에는 (c)처럼 정상적인 반원의 형태를 나타내었다. <그림 3>의 (b)와 같이 전류 데이터의 안정상태 이전에 데이터 획득이 종료되어 천이과정의 일부가 손실될 경우에는 (d)처럼 고주파 영역(반원의 좌측)에서 분산 현상이 나타남을 알 수 있었다.

전류 데이터의 천이과정은 전극 계면 등가회로의 전달함수의 시정수에 의해 결정된다. 등가회로상 전기적 파라미터의 분석범위 중 가장 큰 시정수를 지닌 전기적 파라미터( $R_s = 100\Omega$ ,  $R_p = 10k\Omega$ ,  $C_d = 100\mu$ F)를 고려할 때 전류데이터의 천이과정에서만 최대 138 ms가 경과될 수 있다. 이 때 138 ms는 전류신호의 천이과정이 발생하기 시작한 시점으로부터 천이과정의 변화량이 16bit ADC의 분해능( $1/2^{16}$ )의 1/2 보다 작아지는 시점까지의 시간을 계산한 것이다. 따라서 데이터 획득 시간은 천이상태, 안정상태 등을 감안할 때 자극펄스 끝점으로부터 최소한 140 ms 이상이 보장되어야 한다고 판단된다.

전류 데이터의 천이과정은 자극신호원의 펄스폭의 결정에도 매우 중요한 역할을 한다. 전기적 파라미터를 위와 동일하게 설정하고 자극신호원의 펄스폭이 전기적 파라미터의 예측에 미치는 효과를 <표 1>에 나타내었다. 이 때 기록 시간은 300 ms로 설정하여 관찰하였다. 50 ms, 100 ms, 150 ms의 펄스폭으로 자극할 경우에는 만족할만한 결과를 도출하였으나, 200 ms, 250 ms의 펄스폭으로 자극할 경우에는 이론치와 많은 차이가 있음을 관찰하

였다. 이러한 결과는 전류신호의 데이터 천이시간이 138 ms이므로 데이터 기록시간을 자극 펄스의 끝점으로부터 140 ms 이상 보장해야 한다는 이전의 설명과도 부합된다.



<그림 3> 신호 획득시간에 따른 임피던스 결과 Fig. 3. Impedance according to data recording time.

<표 1> 자극신호의 펄스폭에 따른 전기적 파라미터의 변화

Table 1. The change of Electric parameter according to pulse width of stimuli signal

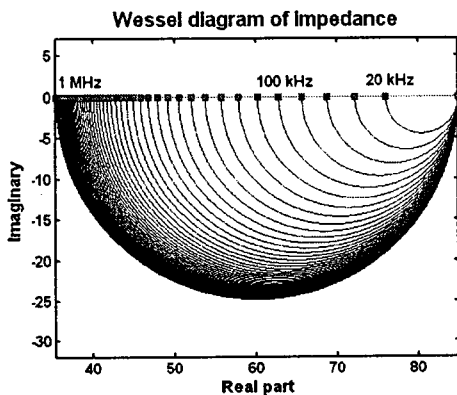
pulse width	$R_s$ ( $\Omega$ )	$R_p$ ( $\Omega$ )	$C_d$ ( $\mu$ F)
	<b>100</b>	<b>10000</b>	<b>100</b>
50 msec	99.75	9961.29	99.78
100 msec	99.56	9936.51	99.70
150 msec	99.73	9933.96	99.41
200 msec	72.13	7311.80	93.76
250 msec	20.82	6979.69	98.10

\*Theoretical values are in bold type

두 번째 고려사항은 샘플링율이 Wessel diagram에 미치는 효과이다. 시스템 설계에 있어서 샘플링율이 낮을 경우에 변화가 심한 신호의 분석에 어려움이 따른다. 따라서 분석 범위 내의 가장 낮은 시정수를 가지는 전기적 파라미터로 구성된 등가회로( $R_s = 35\Omega$ ,  $R_p = 50\Omega$ ,  $C_d = 0.1\mu F$ )를 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 이를 위해 샘플링율을 20k ~ 1M sample/s의 범위에서 10k sample/s씩 증가시켜가면서 전체 임피던스 및 전기적 파라미터를 관찰하였으며, 그 결과를 그림 4와 5에 나타내었다.

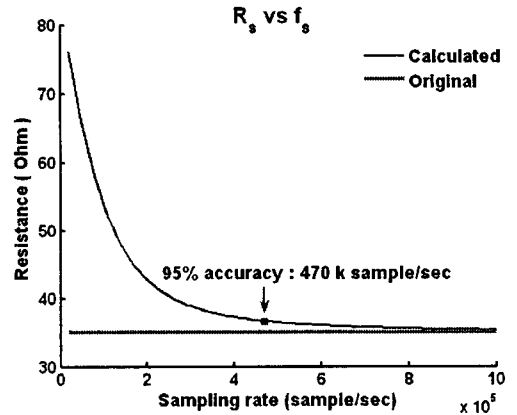
<그림 4>는 샘플링율에 따른 Wessel 다이어그램으로서, 샘플링율이 증가할수록  $R_s$ 의 실험치가 이론치(100  $\Omega$ )에 가까워지며,  $R_s + R_p$ 는 샘플링율에 관계없이 일정한 값을 가짐을 관찰할 수 있었다. 부족한 샘플링 레이트의 경우 엘리어싱이 발생하여 반원의 크기를 줄이는 역할을 한다. 이러한 현상은  $R_s$ 를 과평가하며,  $R_p$ 를 저평가하였다.

<그림 5>는 샘플링율에 따른 등가회로의 전기적 파라미터 즉, 용액저항(a), 분극저항(b), 이중층 전기용량(c)의 변화를 보여준다. 세 전기적 파라미터 모두 낮은 샘플링율에서 많은 오차를 보였으나 샘플링율이 증가할수록 오차

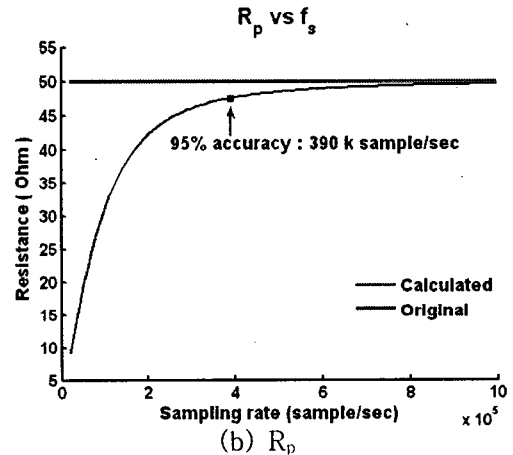


<그림 4> 샘플링율에 따른 Wessel 다이어그램의 변화

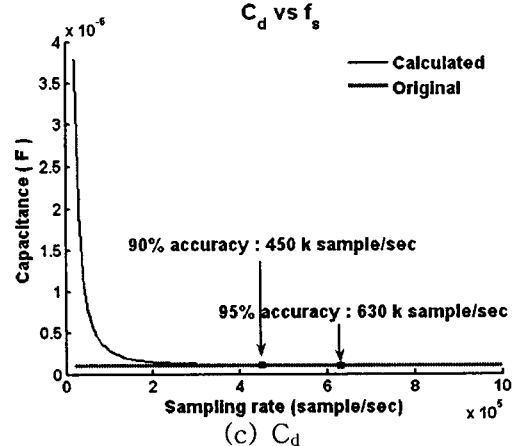
Fig. 4. The change of Wessel diagram according to sampling rate.



(a)  $R_s$



(b)  $R_p$



(c)  $C_d$

<그림 5> 샘플링율에 따른 전기적 파라미터의 변화

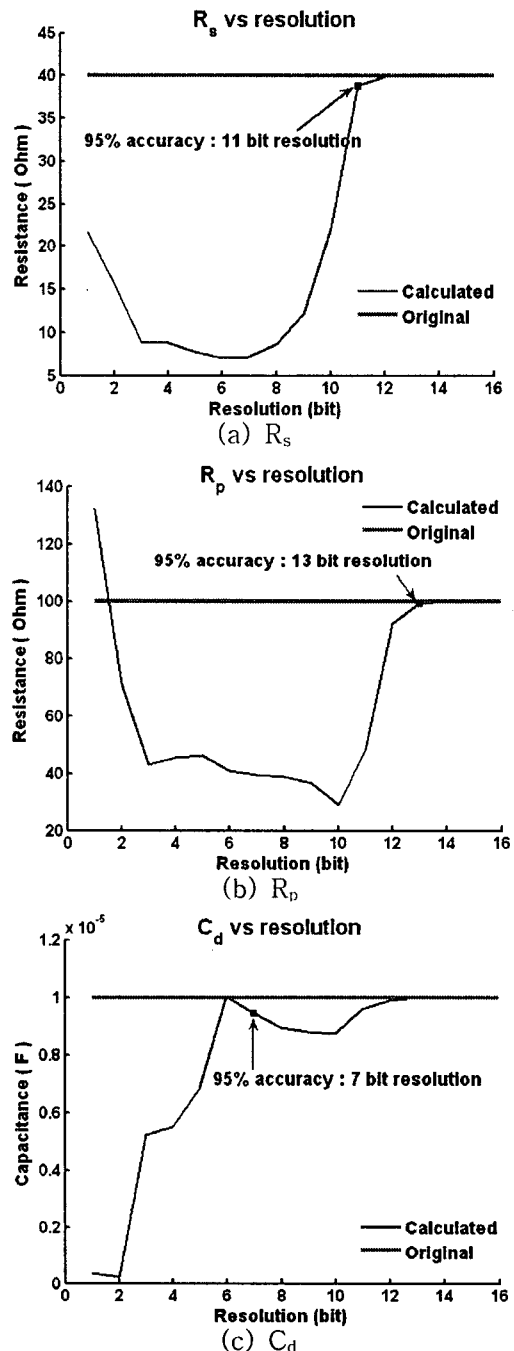
Fig. 5. The change of electric parameter according to sampling rate.

가 급격히 감소하여 이론치에 수렴해가는 현상을 보였다. 용액 저항은 470k sample/s, 분극저항은 390k sample/s, 전기용량은 630k sample/s 이상의 샘플링율에서 5% 이내의 오차를 보임을 관찰할 수 있었다. 이중층의 전기용량은  $10^{-7}$  F의 매우 낮은 값이므로 10%( $10^{-8}$ )의 오차를 보이는 450 sample/s의 샘플링율에서도 안정적인 값을 측정할 수 있음을 확인하였다.

세 번째 고려사항은 ADC의 분해능이 Wessel 다이어그램에 미치는 효과이다. 시스템의 설계에 있어서 ADC의 분해능이 낮으면 높은 시정수 즉, 변화가 적은 신호를 분석하기 힘들다. 따라서 분석 범위 내의 가장 높은 시정수를 가지는 전기적 파라미터로 구성된 등가회로( $R_s = 100\Omega$ ,  $R_p = 10k\Omega$ ,  $C_d = 100\mu F$ )를 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 이 때 자극 신호원의 크기는 1V로 하고, 출력전류신호는 증폭도를 조정하여  $\pm 2.5$  V의 범위로 출력되도록 구성하였다. 분해능을 1 ~ 16 bit의 범위에서 1 bit씩 증가시켜가면서 등가회로의 전기적 임피던스를 관찰하였으며, 그 결과를 <그림 6>에 나타내었다.

<그림 6>은 ADC의 분해능에 따른 용액저항(a), 분극저항(b), 이중층 전기용량(c)을 보여준다. 세 전기적 파라미터 모두 낮은 분해능에서 많은 오차를 보였으나 분해능이 증가할수록 오차가 급격히 감소하여 이론치에 수렴해가는 현상을 보였다. 용액 저항과 분극저항은 13 bit, 전기용량은 7 bit 이상의 분해능에서 5% 이내의 오차를 보였다.

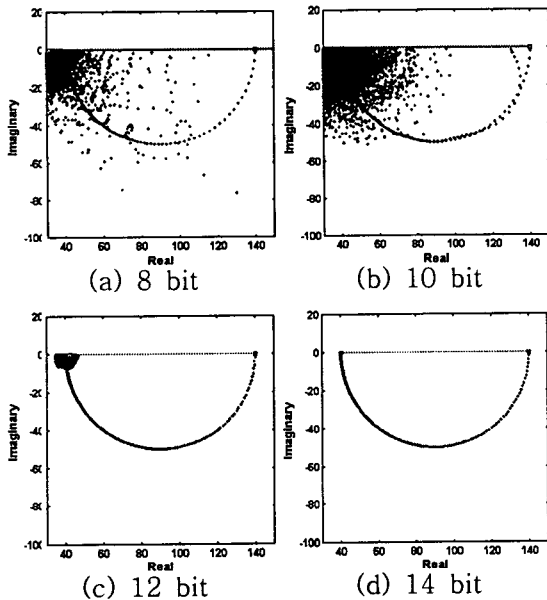
시정수가 매우 큰 등가회로는 Wessel diagram에서 저주파 영역의 데이터를 관찰하기가 쉽지 않기 때문에 시정수가 다소 낮은 등가회로( $R_s = 100\Omega$ ,  $R_p = 10k\Omega$ ,  $C_d = 100\mu F$ )를 이용하여 전체 임피던스를 구하고 ADC 분해능에 따른 Wessel diagram의 영향을 관찰하고자 하였으며, 그 결과를 <그림 7>에 나타내었다.



<그림 6> A/D 분해능에 따른 전기적 파라미터의 변화

Fig. 6. The change of electric parameter according to ADC resolution.

<그림 7>의 (a),(b),(c)에서와 같이 분해능이 낮을수록 Wessel 다이어그램의 고주파 영역에서 양자화오차(quantization error)에 의한 많은 잡음이 혼입되어 펼쳐진 형태를 보였으며, (d)와 같이 분해능이 커질수록 고주파 영역의 잡음이 제거되고 거의 반원의 형태를 갖추고 있음을 관찰할 수 있었다. (a)와 (b)의 경우 시각적으로 거의 완전한 원의 궤적 및 직경 추정이 가능해 보이지만, 저주파수와 고주파수 대역에 혼입된 잡음이 오차함수를 최소화하는 curve fitting 과정에서 최적화를 방해하는 요소로 작용하여  $R_s$ 와  $R_p$ 를 저평가하였다.

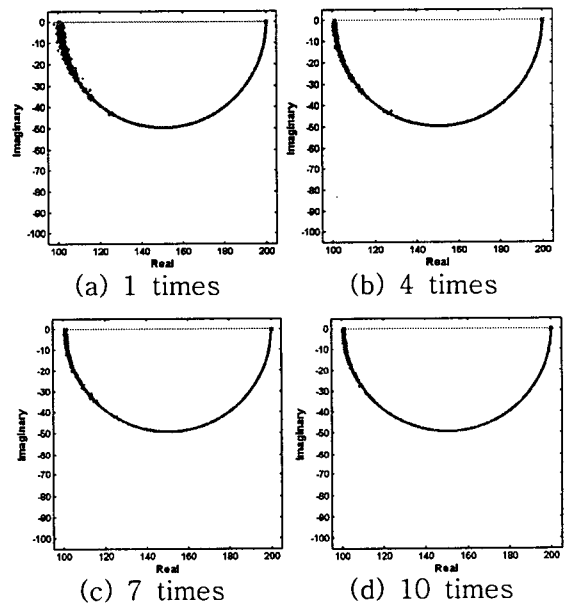


<그림 7> ADC 분해능에 따른 Wessel 다이어그램의 변화

Fig. 7. The change of Wessel diagram according to A/D converting resolution.

마지막 고려사항은 주변에서 유입되는 잡음이 Wessel 다이어그램에 미치는 효과이다. 그림 8에서는 임의로 16비트 ADC 분해능에서 7 LSB 만큼의 무작위 잡음(random noise)을 혼입한 후 1회(a), 4회(b), 7회(c), 10회(d)

ensemble 평균을 이용하여 신호를 획득하고 Wessel 다이어그램으로 도시하였다. 데이터의 확산현상은 잡음에 의해 발생하였으며, 데이터를 여러 번 반복 획득하여 평균하는 방법을 사용함으로써 잡음에 의한 효과가 감소됨을 알 수 있었으며, 10회 이상의 ensemble 평균이 바람직하다고 사료된다.



<그림 8> 잡음이 혼입된 Wessel 다이어그램에서 ensemble 평균에 동원된 샘플의 개수에 따른 결과 비교

Fig. 8. Comparison of Wessel diagram of impedance data according to ensemble average time.

#### 4. 고찰 및 결론

일반적으로 많이 사용되는 주파수 스위프 방식의 임피던스 분석은 제어전압신호의 주파수를 단속적으로 가변시키면서 여러 주파수에서 임피던스를 측정한다. 그러나 측정 시간이 많이 소요되며 전극계면의 상태가 시간에 따라 변하는 경우에 정확한 임피던스의 측정이

어려운 특성이 있다. 따라서 여러 주파수성분이 포함된 신호를 제어전압에 가하고 전류를 분석하여 임피던스를 측정하는 다중 주파수 임피던스 분석기를 사용하는 것이 고속화에 적합하다. 측정 시간을 단축시키기 위하여 고속 임피던스 분석기에 대한 개발<sup>[13,14]</sup>이 진행되고 있다.

구형파는 주파수영역에서 sinc 함수의 절대치 모양의 분포를 나타내기 때문에 특정 주파수 영역에서 전력밀도가 0 혹은 매우 작은 값을 가지며, 고주파수로 갈수록 전력밀도가 감소하는 단점을 지닌다. 그러나 펄스폭의 변화에 의해 전력밀도가 0의 값을 가지는 주파수영역을 변화시킬 수 있으며, 특정한 역치 이상의 전력밀도를 지니는 주파수 성분만으로 임피던스를 구한 후 curve-fitting을 통해 전체 임피던스를 구함으로써 연속주파수에 가까운 임피던스를 측정할 수 있다.

전극계면 고속 임피던스 분석기의 설계 및 구현에 있어서 샘플링율이 낮으면 Wessel diagram에서 반원모양 arc의 직경이 감소하여  $R_p$ 가 저평가되고, ADC 분해능이 낮으면 측정 결과의 분산이 증가하며, 자극펄스를 포함하는 기록시간이 짧으면 천이과정에 의한 데이터의 손실로 인해 분산이 증가하는 등의 오류를 검정하였다.

본 연구에서 고속 임피던스 측정 장비의 설계에 필요한 요구사항을 분석하기 위해 시뮬레이션을 수행한 결과, 자극 신호원으로 구형파를 사용하는 경우에 470 k sample/s 이상의 샘플링율, 13 bit의 ADC 분해능이 적합하며, 데이터 획득 시 10 회 ensemble 평균, 펄스 자극시간을 포함하여 140 ms 이상의 기록시간이 보장되어야 함을 제시하였다. 또한 상기에서 결정한 사양이 변동될 경우에 분석기의 결과가 어떠한 현상을 보이며, 어느 정도의 오차를 보이는지를 예측가능하게 한다. 이러한 결과는 구형파를 이용한 임피던스 분석에 있어 양자화 조건에 따른 분석결과를 제시하였다고 판단된다.

## 참고문헌

- [1] Grimnes S and O.G. Martinsen, *Bio-impedance and Bioelectricity Basic*, Academic Press, New York, 2000.
- [2] Macdonald J.R, *Impedance Spectroscopy*, Willy-Interscience, New York, 1987.
- [3] Bard A.J and L.R. Faulkner, *Electrochemical Methods*, John Wiley & Sons, New York, 1880.
- [4] Bockris J.O and S.U. Khan, *Surface Electrochemistry*, Plenum Press, New York, 1993.
- [5] Gudivaka R, D. Schoeller and R.F. Kushner, "Effect of skin temperature on multifrequency bioelectrical impedance analysis", *J. Appl. Phys.* Vol.81(1996), pp.838-845.
- [6] Creason S.C 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(1973), pp.2401-2403.
- [7] Porat B, *A Course in Digital Signal Processing*, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1997.
- [8] Searle A and L. Kirkup, "Real time impedance plots with arbitrary frequency components", *Physiol. Meas.* Vol.20(1999), pp.103-114.
- [9] Baker L.E, "Some thoughts regarding electrical bioimpedance and its clinical use", *J. Clin. Eng.*, Vol.18(1993), pp.221-223.
- [10] 백운기, 박수문, 「계면과 전극과정의 과학·기술 전기화학」, 청문각, 2001.
- [11] 변수일, 「재료전기화학개론」, 시그마프레스, 2001.

- [12] Tsai Y.T. and Whitmore, "Nonlinear least-squares analyses of complex impedance and admittance data for solid electrolytes", Solid State Ionics, Vol.7(1982), pp.129-129.
- [13] 황의진, 오상협, "푸리에 변환을 이용한 전기화학적 임피던스 측정 시스템 제작", 「대한화학회지」, 35권, 6호(1991), pp.713-719.
- [14] Yoo J.S and S.M. Park, "An Electrochemical Impedance Measurement Technique Employing Fourier Transform", Anal.Chem., Vol.72(2000), pp.2035-2041.

주 작 성 자 : 김 기 련

논 문 투 고 일 : 2005. 01. 18

논 문 심 사 일 : 2005. 02.22(1차), 2005. 02. 22(2차),  
2005. 05. 09(3차)

심 사 판 정 일 : 2005. 05. 09

● 저자소개 ●



김기련

1999. 2 부산대학교 공과대학 전자공학과(학사)

2001. 2. 부산대학교 대학원 의공학협동과정(공학석사)

2001. 3 - 현재 부산대학교 의공학협동과정 박사과정  
동아대학교 의과대학 의공학교실

관심분야 : 바이오임피던스, 생체계측 및 신호처리



김광년

1996. 2 부산대학교 공과대학 전자공학과(학사)

1998. 8. 부산대학교 대학원 의공학협동과정(공학석사)

2003. 3 - 현재 부산대학교 컴퓨터공학과 박사과정  
동아대학교 의과대학 의공학교실

관심분야 : 생체계측, 회로구현, 신호처리, 시뮬레이션

● 저자소개 ●



심윤보

1977. 2 부산대학교 자연대학 화학과(학사)  
1979. 8 부산대학교 대학원 전기분석화학(이학석사)  
1985. 8 부산대학교 대학원 전기분석화학(이학박사)  
2000. 3 - 부산대학교 화학과 교수  
관심분야 : 분석화학



전계록

1978년 부산대학교 공과대학 전기기계공학과 졸업(공학사)  
1982년 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학석사)  
1993년 동아대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학박사)  
1985년 - 현재 부산대학교 의과대학 교수  
관심 분야 : 의용계측, 영상신호처리, 생체시스템 모델링



정동근

1989. 2 부산대학교 의과대학(의학사)  
1991. 2 부산대학교 의과대학(의학석사)  
1993. 8 부산대학교 의과대학(의학박사)  
1997. 5 - 현재 동아대학교 의과대학 의공학교실 부교수  
관심 분야 : 바이오임피던스, 생리학, 생체신호처리