J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 22, No. 6, 503-510, 2001

저항률이 다른 내부 물체의 검출을 위한 32-채널 생체 임피던스 측정 시스템

조영구 · 우응제*

경희대학교 동서의학대학원, *경희대학교 전자정보학부 동서의료공학과

(2001년 9월 14일 접수, 2001년 11월 5일 채택)

32-Channel Bioimpedance Measurement System for the Detection of Anomalies with Different Resistivity Values

Young Gu Cho and Eung Je Woo*

Graduate School of East-West Medical Science, Kyung Hee University,
*Department of Biomedical Engineering, School of Electronics and Information, Kyung Hee University

(Received September 14, 2001. Accepted November 5, 2001)

요 약 : 인체의 각 조직은 서로 다른 저항률(resistivity)을 가지고 있고, 심장의 박동이나 호흡과 같은 생리현상은 해당 생체조직의 임피던스를 변화시킨다. 본 논문에서는 인체 내부에 존재하는 비정상 조직의 크기와 위치를 검출하기 위한 32-채널 생체 임피던스 측정 시스템에 대하여 기술한다. 이러한 기술은 유방암 조직의 경우와 같이 배경 조직과는 저항률이 다른 비정상 조직을 검출하는 경우에 응용할 수 있을 것으로 기대한다. 32-채널 생체 임피던스 측정 시스템을 위하여 32개의 복합형 전극과 32 채널의 정전류원을 사용하였다. 임피던스의 측정을 위해 50kHz의 정현파 전류를 주입하고, 유기되는 전압을 가변 이득 협대역 계측용 증폭기로 측정하고, 그 크기를 위상감응복조기로 검출하였다. 검출된 임피던스 신호는 A/D 변환하여 PC에 입력하였다. 전해질 팬텀을 이용한 실험에서 전체 시스템의 정확도는 2.42%이며, 직경 290mm인 팬텀 내부에 존재하는 직경 8mm 이상인 물체의 크기와 위치를 검출할 수 있었다. 본 연구의 결과를 기초로 다채널 생체 임피던스 측정 시스템의 정확도를 개선하여, 직경 1mm 이내의 물체를 검출하는 것이 향후의 연구 목표이다. 이러한 정확도를 가지는 생체 임피던스 계측 시스템을 개발하면, 인체 내부의 임피던스 분포를 측정하는 EIT(electrical impedance tomography) 시스템과, 최근에 연구되고 있는 자기공명 임피던스 단층촬영(MREIT, magnetic resonance electrical impedance tomography)에도 응용이 가능할 것이다.

Abstract : In this paper, we describe a 32-channel bioimpedance measurement system. It consists of 32 independent constant current sources of 50 kHz sinusoid. The amplitude of each current source can be adjusted using a 12-bit MDAC. After we applied a pattern of injection currents through 32 current injection electrodes, we measured induced boundary voltages using a variable-gain narrow-band instrumentation amplifier, a phase-sensitive demodulator, and a 12-bit ADC. The system is interfaced to a PC for the control and data acquisition. We used the system to detect anomalies with different resistivity values in a saline phantom with 290mm diameter. The accuracy of the developed system was estimated as 2.42% and we found that anomalies larger than 8mm in diameter can be detected. We plan to improve the accuracy by using a digital oscillator, improved current sources by feedback control, phase-sensitive A/D conversion, etc. to detect anomalies smaller than 1mm in diameter.

Key words : Bioimpedance, Resistivity, Anomaly detection

서 론

전기 임피던스 단층촬영(EIT, electrical impedance tomography)에서는 인체표면에 부착한 전극을 통하여 전류를 주입하고, 유기되는 전압을 측정한 뒤, 이를 이용하여 인체내부 단면의 저항률 분포를 영상화한다[1,2]. 이때, 인체표면에서 측정

본 연구는 2000년도 경희대학교의 지원과 한국과학재단 목적기초연구(R01-2000-00385)의 지원으로 수행되었음.

통신저자 : 우응제, (449-701) 경기도 용인시 기흥읍 서천리 1
경희대학교 전자정보학부 동서의료공학과
Tel. 031-201-2538, Fax. 031-205-9062
E-mail. ejwoo@khu.ac.kr

되는 전류-전압 데이터는 내부 저항률의 변화에 대한 민감도가 매우 낮다. 또한, 주입전류는 인체내부의 저항률 분포에 따라 비선형적인 전류밀도 분포를 형성하게 된다. 따라서, 저항률 영상복원의 문제는 ill-posed한 비선형 역문제의 해를 구하는 과정이 되고, 지금까지 연구된 영상복원 알고리즘들이 제공하는 저항률 영상은 그 해상도가 다른 의학영상법에 비하여 매우 열악한 수준이다[3-9]. 따라서, 저항률 분포의 시간적인 변화 만을 영상화하는 차영상법(difference imaging 또는 dynamic imaging)은 임상적인 응용이 연구되는 단계에 도달하였으나, 저항률의 절대치를 영상화하는 정영상법(static imaging)은 아직 초보적인 연구단계에 머물러 있는 상황이다.

본 논문에서는 정영상법에 의한 저항률 영상의 복원을 목적으로 하지 않고, 비정상적인 저항률 값을 가지는 인체내부 조직의 크기와 위치를 검출하는 문제를 연구의 대상으로 한다. 인체내부의 특정 부위가 비정상적인 상태이고, 그 부위의 저항률이 배경을 이루는 다른 생체조직의 저항률과 상이한 경우를 가정하자. 이러한 경우의 가장 좋은 예는 암조직이 존재하는 유방의 경우라 할 수 있다. 이때, 내부의 저항률 분포를 모두 구하지 않고, 내부에 존재하는 비정상 조직의 전체 크기와 위치만을 검출하는 것은, 그 정확성이 확보된다면, 임상적인 응용의 가치가 크다. 최근에 Kwon 등은 경계에서 측정한 전류-전압 데이터로부터 내부에 존재하는 비정상 조직의 전체 크기 및 위치를 검출하는 수학적인 이론과 알고리즘을 발표하였다[10,11]. 이 알고리즘은 다채널의 생체 임피던스 측정 시스템을 필요로 한다. 본 논문에서는 배경 영역과는 상이한 값의 저항률을 가지는 비정상 조직의 전체 크기 및 위치를, 경계에서의 전류-전압 측정 데이터로부터 검출하기 위한 32-채널 생체 임피던스 측정 시스템에 대하여 기술한다.

32-채널 생체 임피던스 측정 시스템

생체 임피던스의 측정을 위해서는 인체에 전류를 주입하고 전압을 측정한다. 이때, 주입전류의 크기는 수십 μA-수 mA 정도이며, 주입전류의 주파수가 높을수록 더 많은 양의 전류를 안전하게 주입할 수 있다[12]. 그러나, 주입전류의 주파수를 높이면 누설용량(stray capacitance)의 영향이 증가하기 때문에 계측오차가 커지므로, EIT에서는 주로 10-50 kHz의 주파수가 사용된다. 이러한 주파수의 주입전류는 그 크기를 일정 수준으로 제한하면, 인체에 미치는 해가 없는 것으로 알려져 있다[1,2]. 또한, 10-50 kHz의 주파수 대역에서 생체조직 임피던스의 실수부인 저항 성분은 주파수에 따른 변화(dispersion)가 거의 없고, 허수부인 리액턴스 성분은 상대적으로 작게 측정된다[13].

그림 1은 본 연구에서 개발한 생체 임피던스 측정 시스템의 구성도이다. 전류의 주입과 전압의 측정을 위해서 복합형 전극(compound electrode)을 사용하였다[14]. 주입전류의 주파수는 50 kHz로 정하였고, 32개의 정전류원은 50 kHz의 정현파 발진회로의 출력전압을 전류로 변환한다. 각 전극에서 주입하는 전류의 크기는 12-bit의 MDAC(multiplying D/A converter)에 의해 제어하였다. 주입전류에 의해 유기된 전압의 측정을 위해서 2조의 32×1 아날로그 신호선택기를 사용하였고, 선택된 2개의 전압 측정용 전극에 유기된 전위차는 가변이득을 가지는 계측용 증폭기를 거쳐서 위상감응복조기와 저역통과 여파기에 의해 dc로 변환하였다. 변환된 dc 전압은 생체 임피던스의 저항 성분의 크기에 비례하므로, 다수의 정밀저항으로 구성한 저항 팬텀을 이용한 보정의 결과에 의하여, 측정된 전압을 임피던스의 실수부 값으로 환산하였다.

1. 복합형 전극

생체 임피던스의 측정에 사용하는 전극의 구조는 크게 두 가지로 분류할 수 있다[13,15]. 2-전극법에서는 전류의 주입과 전압의 측정에 동일한 한 쌍의 전극을 사용한다. 따라서, 주입전류에 의한 전극-전해질-피부 인터페이스의 접촉저항에서의 전압강하가 측정전압에 포함된다. 또한, 이러한 접촉저항은 전극-전해질-피부 인터페이스의 물리적인 변형에 매우 민감하게 반응하므로 많은 동잡음(motion artifact)과 측정오차를 초래하는 단점을 가지게 된다. 한편, 두 쌍의 전극을 사용하여 전류주입과 전압의 측정에 별도의 전극들을 사용하는 방법을 4-전

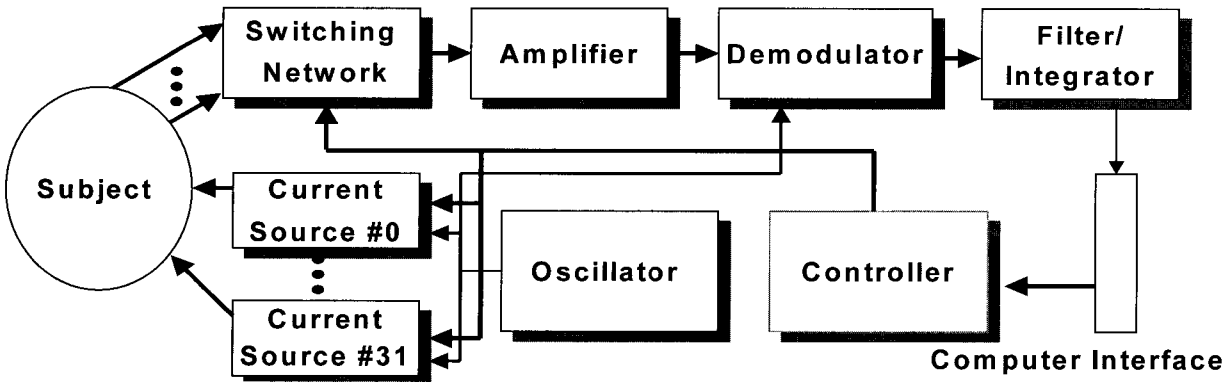


그림 1. 32-채널 생체 임피던스 측정 시스템의 전체 구조
Fig. 1. Block diagram of the 32-channel bioimpedance measurement system

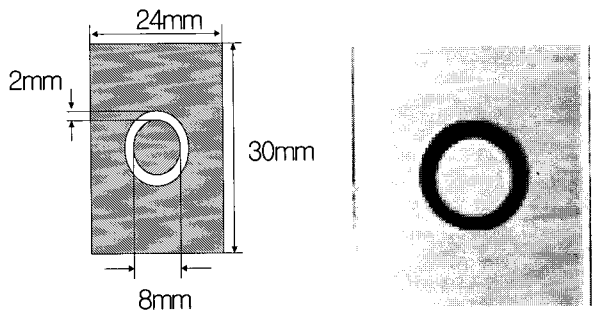


그림 2. 복합형 전극
Fig. 2. Compound electrode

극법이라 한다. 여기에서는 입력저항이 매우 큰 전압측정 회로를 사용한다는 가정이 만족되면, 전압측정용 전극으로 흐르는 전류의 크기는 무시할 수 있을 정도로 작으며, 따라서 전극-전해질-피부 인터페이스의 접촉저항 성분을 제외한 내부의 저항만을 측정하는 것이 가능하다.

본 연구에서는 4-전극법의 사용을 가능하게 하면서 동시에 전극의 크기를 소형화할 수 있는 복합형 전극을 사용하였다. 그림 2는 스테인리스 스틸로 제작한 복합형 전극의 설계도 및 실제로 제작한 전극을 보여주고 있다. 전극의 두께는 0.2 mm이고, 복합형 전극은 내부의 전극과 외부의 전극을 연결함으로써 단순 전극으로 변환하는 것이 가능하다. 따라서, 복합형 전극을 사용하면 3-전극법을 구현할 수 있고, 이는 내부의 저항과 접촉 저항을 선택적으로 측정할 수 있게 한다.

2. 정현파 발진회로

50 kHz의 정현파 주입전류를 생성하기 위해서는 50 kHz의 정현파 전압을 발생시키는 것이 필요하다. 본 연구에서는 Wien-bridge 발진회로에 정류기 및 저역통과 여파기와 JFET를 이용한 자동이득조절회로를 추가하여, 이득이 안정화된 50 kHz의 정현파 발생기를 설계하고 제작하였다[16]. 일정 시간 동안 출력 전압의 크기 변화로부터 측정한 이득의 안정성은 1.13 %이며, THD(total harmonic distortion)은 2.4 %이다.

3. 정전류원

임피던스의 측정을 위해서는 부하 임피던스의 크기에 불변하는 일정한 크기의 전류를 출력하는 정전류원이 필요하다. 정전류원은 32개를 제작하여 다채널로 임피던스를 측정하는 것이 가능하게 하였다. 또한, 각각의 정전류원의 주입전류의 크기는 12-bit의 MDAC에 의해 제어하였다. 이러한 기능을 이용하면, 다채널로 생체 임피던스를 측정할 때, 각 전극을 통하여 주입하는 전류의 크기를 제어할 수 있으므로, 측정대상의 내부에 흐르는 전류밀도의 분포를 제어하는 것이 가능해 진다. 이는 Kwon 등이 제안한 내부 비정상 조직의 검출 알고리즘이 요구하는 균일 전류밀도를 만드는 주입전류 패턴의 생성에 필수적인 요소이다[10,11]. 제작한 정전류원은 부하저항의 저항값이 10~900Ω 사이에서 변할 때, 주파수가 50 kHz인 출력전류의 크기가 0.3 %의 오차를 가진다. 또한 최대 주입전류는 5 mA_{rms}가 되도록 하였다.

4. 증폭기 및 위상감응복조기

생체 임피던스는 분산현상(dispersion)에 의해 주파수에 따라 특성이 달라진다[13]. 본 논문에서는 50 kHz에서의 리액턴스 성분은 무시하고, 저항 성분만을 측정하기로 한다. 이는 본 연구에서 사용하는 Kwon 등의 물체 검출 알고리즘이 저항 성분 만을 사용하기 때문이다[10,11].

32개의 전압측정 용 전극 중에서 한 쌍의 전극을 선택하기 위해 2조의 32×1 아날로그 신호선택기를 사용하였다. 신호선택기의 제어는 측정 시스템에 연결된 PC를 통하여 수행한다. 선택된 두 개의 전극은 가변이득을 가지는 협대역 계측용 증폭기의 (+)와 (-) 입력에 각각 연결되며, 따라서 두 전극 사이의 차동전압이 증폭된다. 계측용 증폭기의 이득은 12-bit의 MDAC에 의해 제어하도록 하였다. 제작한 계측용 증폭기의 이득의 선형성은 2.6 %이며, 동상성분제거비(CMRR, common-mode rejection ratio)는 50 kHz에서 65dB이다.

계측용 증폭기의 출력전압으로부터 임피던스의 저항 성분에 비례하는 신호를 추출하기 위해서는, 50 kHz 정현파 출력전압의 크기를 검출하여야 한다. 이를 위해서는 전파정류기와 저역통과 여파기를 이용한 간단한 방법을 사용할 수도 있다. 그러나, 이 경우에는 모든 주파수 성분의 잡음이 최종 출력에 포함되므로, 상대적으로 큰 측정오차를 가지게 된다. 또한, 임피던스의 실수부가 아닌 전체 크기를 측정하게 된다.

본 연구에서는 50 kHz에서 임피던스의 저항 성분의 크기만을 선택적으로 추출하는 위상감응복조기를 사용하여, 다른 주파수 성분들에 의한 오차를 최소화하였다. 위상감응복조기는 AD630(Analog Device, 미국)을 기반으로 하여 설계하였고, 그 출력으로부터 dc 성분을 얻기 위해서는 차단주파수가 50Hz이며 위상특성이 우수한 6차 베셀 저역통과 여파기를 사용하였다. 임피던스 측정 시스템의 최대 이득은 0.02V/Ω이다.

5. 컴퓨터 인터페이스

위상감응복조기에 의해 dc로 변환된 임피던스의 저항 성분 신호는 12-bit A/D 변환기에 의해 디지털 데이터로 변환하고, 변환된 값은 PC로 전송한다. 컴퓨터 인터페이스 장치를 통하여, PC로 하여금 A/D 변환기, 32개의 정전류원, 아날로그 신호선택기 및 계측용 증폭기의 이득을 디지털 제어하도록 하였다. 인터페이스 장치는 PC의 ISA 접속부에 장착되는 카드의 형태로 제작하였고, 제어 용 프로그램은 C 언어로 개발하였다. 또한, 수치해석 및 신호처리를 위하여 제어 프로그램이 Matlab 및 LabVIEW와 연동할 수 있도록 하였다.

실 험 결 과

그림 3은 개발한 32-채널 생체 임피던스 측정 시스템을 보여주고 있다. 본 연구에서는 저항 팬텀과 전해질 팬텀을 제작

그림 3. 32-채널 생체 임피던스 측정 시스템
Fig. 3. 32-channel bioimpedance measurement system

하여 측정 시스템의 성능을 검증하였다.

1. 저항 팬텀 실험

그림 4는 제작된 저항 팬텀을 보여주고 있다. 저항 팬텀은 저항값을 알고 있는 여러 개의 정밀저항을 연결하는 인쇄회로 기판으로 제작하였고, 32-채널의 정전류원 전체 또는 일부의 성능을 시험할 수 있도록 하였다. 저항 팬텀을 이용하여 각각의 정전류원의 선형성을 시험하였고, 그 결과는 그림 5와 같으며, 1% 이내의 비선형성을 확인하였다.

2. 균질한 전해질 용액 팬텀 실험

도체에서는 자유전자의 이동에 의해 전류가 흐르나, 인체 내부에서의 전류는 주로 이온의 이동에 의해 발생한다. 인체와 유사하게 이온의 이동에 의한 전류가 발생하는 실험 대상으로 전해질 용액 팬텀을 제작하였다. 그림 6(a)는 16개의 복합형 전극을 균일한 간격으로 설치한 전해질 용액 팬텀이며, 그림 6(b)는 32개의 복합형 전극을 균일한 간격으로 설치한 전해질 용액 팬텀이다. 두 개의 원형 전해질 용액 팬텀은 각각 직경이 290 mm이고 높이는 50 mm이며, 용액의 저항률은 145Ω-cm이다.

전해질 용액 팬텀에 전류를 주입하고 전압을 측정할 때, 전류-전압 사이의 관계는 다음과 같은 Laplace 방정식으로 표현된다.

$$\nabla \cdot \left(\frac{1}{\rho} \nabla V \right) = 0 \quad in\ \Omega \tag{1}$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial V}{\partial n} = j \quad on \quad \partial\Omega, \quad \int_{\partial\Omega} Vds = 0 \tag{2}$$

여기에서 Ω는 팬텀을 의미하고, $\partial\Omega$는 팬텀의 표면을 의미한다. V는 전압이며, ρ는 팬텀 내부의 저항률 분포이고, n은 법선방향으로의 단위벡터이다. 따라서, $\frac{1}{\rho}\frac{\partial V}{\partial n} = j$는 $\partial\Omega$에서 주입전류에 의한 전류밀도의 크기를 의미한다. 팬텀에 균질한 농도의 소금물을 채웠을 경우 ($\rho = \rho_0$ = 상수)에는 위의 Laplace 방정식의 해는 해석적인 방법으로 구할 수 있다. 32개의 전극 중에서 k번째 전극에 주입하는 전류가

$$i_k(t) = I_m \sin\left\{k\left(\frac{2\pi}{32}n\right)\right\} \sin(2\pi \times 50 \times 10^3 t) \text{ mA},$$
$$k=0, \cdots, 31,\ n=1, \cdots, 16 \tag{3}$$

일 때, 각 전류의 크기를 경계조건으로 하여 해석적인 해를 구하면, k번째 전극에서의 전압의 크기는 $V_m S_{in}\left\{k\left(\frac{2\pi}{32}n\right)\right\}$와 같은 정현파의 모양을 가져야 한다는 것이 알려져 있다[17].

식 (3)에서 각각의 n값에 따라 16가지의 주입전류 패턴이 형성된다. n이 1인 경우에는 $\rho = \rho_0$ = 상수인 원형의 Ω내부에서 균일한 전류밀도가 형성된다. n이 커짐에 따라, 내부에서의

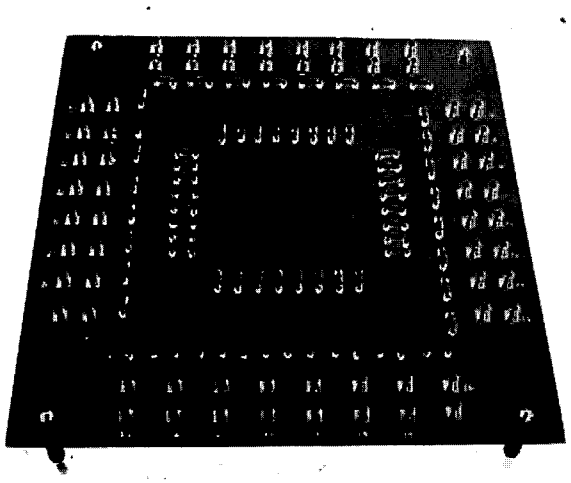


그림 4. 저항 팬텀
Fig. 4. Resistor phantom

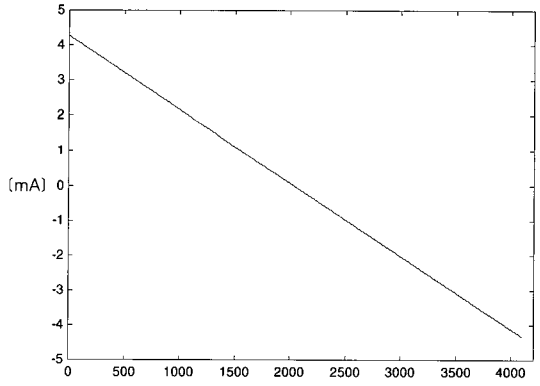
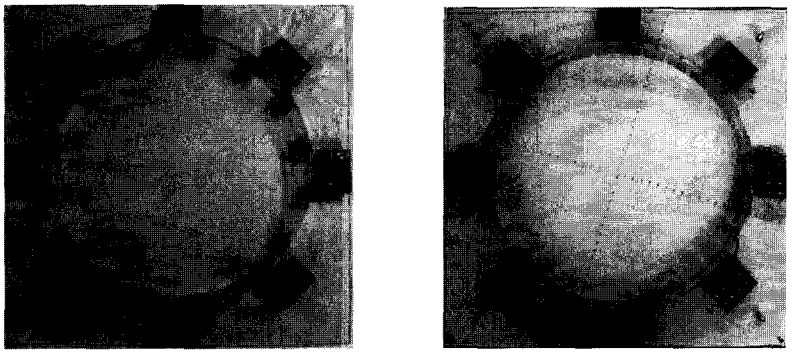


그림 5. 저항 팬텀을 이용하여 측정한 정전류원의 선형성. 가로축은 12-bit MDAC 제어신호 값이고, 세로축은 출력 전류의 크기임
Fig. 5. Linearity test of a constant current source using the resistor phantom. Horizontal axis is the 12-bit MDAC control word and vertical axis is the amplitude of current source output



(a) (b)

그림 6. 전해질 용액 팬텀 (a)16-전극 팬텀과 (b)32-전극 팬텀
Fig. 6. Saline phantom (a)16-electrode phantom and (b)32-electrode phantom

전류밀도는 중앙이 아닌 경계 부분으로 집중되는 현상이 나타난다. 식 (3)에서 50k Hz 정현파의 크기를 $I_m\cos\left\{k\left(\frac{2\pi}{32}\right)n\right\}$로 변화시켜도 동일한 결과를 얻을 수 있다. 그림 7은 균질한 전해질 용액 팬텀에서의 주입전류의 크기와 측정전압의 크기를 보여주고 있다. 32개 전극에서의 측정전압의 크기와 이상적인 정현파와의 오차는 2.42 %임을 확인하였다. 따라서, 32-채널 시스템의 전체적인 측정오차는 2.42 %이다.

3. 저항률이 다른 물체를 포함하는 전해질 용액 팬텀 실험

그림 8(a)는 증류수에 한천(agar)과 NaCl을 섞어서 제작한 653Ω-cm의 저항률을 가지는 물체가 145Ω-cm의 저항률을 가지는 전해질 용액 팬텀의 내부에 위치한 모습을 보여주고 있다. 그림 8(b)는 그림 8(a)의 팬텀에 주입한 전류의 크기를

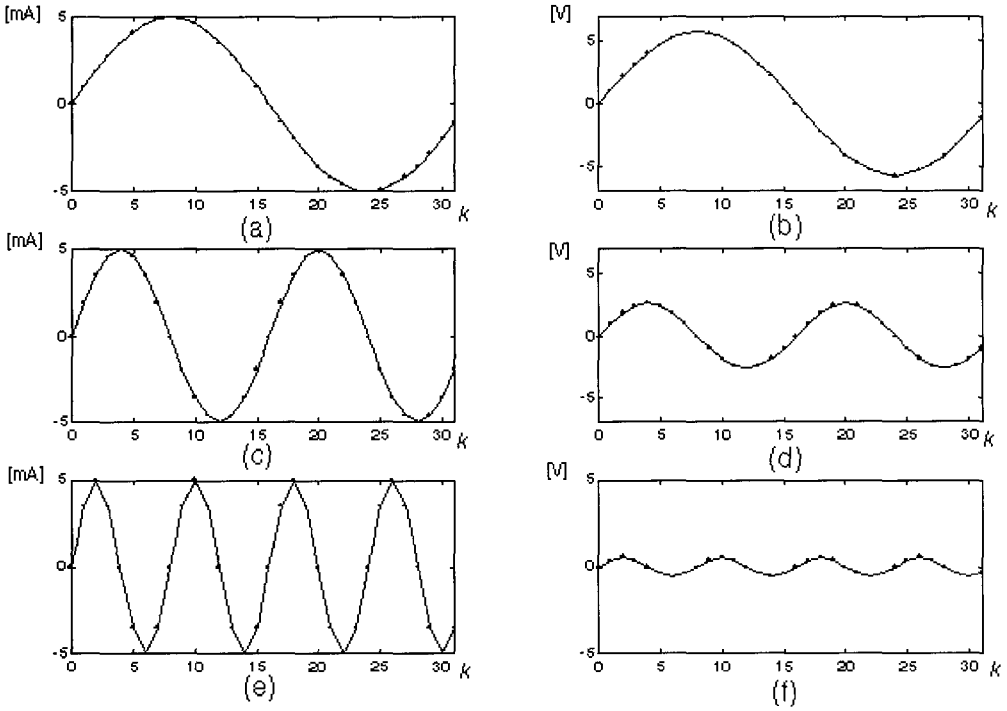


그림 7. 전해질 용액 팬텀에서의 전류 및 전압의 크기, 가로축의 k는 전극의 번호임. (a)n=1인 경우의 주입전류, (b)n=1인 경우의 측정전압, (c)n=2인 경우의 주입전류, (d)n=2인 경우의 측정전압, (e)n=3인 경우의 주입전류, (f)n=3인 경우의 측정전압.

Fig. 7. Amplitude of injection currents and measured voltage from the saline phantom, k in the horizontal axis is the electrode number. (a)injection current for n=1, (b)measured voltage for n=1, (c)injection current for n=2, (d)measured voltage for n=2, (e)injection current for n=3, and (f)measured voltage for n=3.

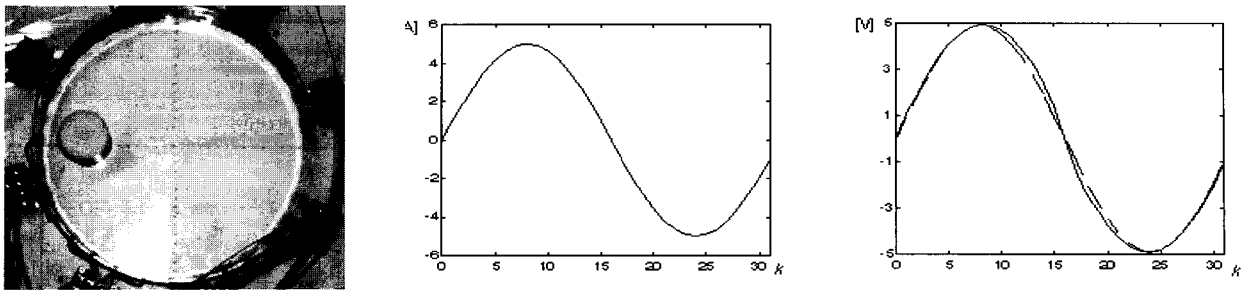
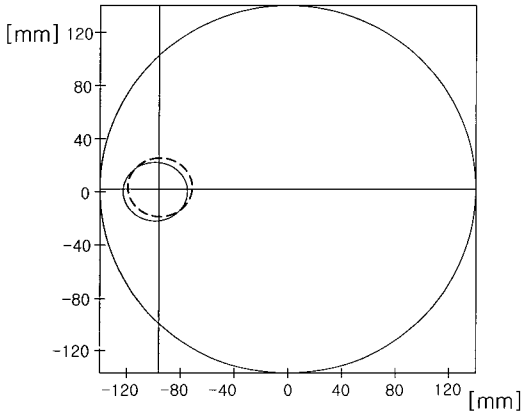


그림 8. (a)물체를 포함하는 전해질 용액 팬텀, (b)주입전류, (c)측정전압. 가로축의 k는 전극의 번호이고, (c)에서 실선은 측정전압이며 점선은 물체를 포함하지 않는 균질한 팬텀의 경우에 측정되는 전압임

Fig. 8. (a)Saline phantom with an anomaly, (b)injection current, and (c)measured boundary voltage. k in the horizontal axis is the electrode number. In (c), the solid line is the voltage with anomaly and the dotted line is the voltage without anomaly

보여주며, 그림 8(c)는 측정된 전압의 크기이다. 저항률이 653 Ω-cm인 물체의 영향으로 측정전압의 형태가 정현파의 모양과 달라지는 것을 관찰할 수 있다.

Kwon 등이 제안한 내부에 존재하는 비정상 조직의 전체 크기 및 위치 검출 알고리즘을 적용하여[10,11], 그림 9와 같은 결과를 얻을 수 있었다. 본 연구에서는 크기가 다양한 절연체 및 도체들과 크기 및 저항률이 여러 가지의 값을 가지는 한천 물체를 제작하여 실험한 결과, 최소 직경 8 mm인 물체의 크기 및 위치를 검출할 수 있었으며, 그 물체의 팬텀 내부에서의 위치는 검출 결과에 영향을 주지 않음을 실험적으로 확인할 수 있었다. Kwon 등의 이론에 의하면, 잡음이 없을 경우에는 물체의 크기 및 위치에 무관하게 항상 물체를 검출하는 것이 가능하나, 제작한 32-채널 생체 임피던스 측정 시스템의 경우에



	크기 (직경), mm	위치, mm	
		x 좌표	y 좌표
실제 물체	46.1	-110.0	0
검출 결과	46.4	-107.6	0.4

그림 9. 저항률이 다른 한천 물체의 검출 결과. 실선은 실제의 물체이고 점선은 검출 결과임

Fig. 9. Detection of anomalies with different resistivity values. Solid line indicates the actual anomaly and the dotted line the detection result

는 2.42 %의 측정 오차를 가지므로, 직경이 8 mm 보다 작은 물체의 검출은 불가능하였다. 본 논문은 물체 검출을 위한 임피던스 측정 시스템에 대하여 기술하는 것이 주된 목적이므로, 검출 알고리즘의 성능에 대한 자세한 분석 및 검증은 포함하지 않기로 한다. Kwon 등은 본 논문에서 기술한 측정 시스템을 이용하여, 여러 가지 위치에 있는 다양한 크기와 모양의 물체들에 대한 검출 결과를 기술하고 있다[18].

토의 및 결론

본 연구에서 개발한 32-채널 생체 임피던스 측정 시스템은 전체적으로 2.42 %의 측정오차를 가진다. 내부 물체 검출의 정확도는 근본적으로 생체 임피던스 측정 시스템의 계측오차에 의하여 결정되므로 앞으로 측정 시스템의 성능을 개선할 필요가 있다. 향후의 개선방향은 다음과 같다.

(1) 생체 임피던스 측정회로를 모듈화하여 전극 근처에 설치하며, 채널의 확대가 가능한 구조가 되도록 한다.

(2) 50 kHz의 정현파 발생을 FPGA와 DAC 등을 이용하여 디지털 방식으로 구현한다.

(3) 전압의 측정을 위해서 아날로그 신호선택기를 사용하지 않고, 디지털 전압측정회로를 각 채널에 하나씩 구현하여 고속으로 데이터를 수집할 수 있도록 한다.

(4) 정확도의 증가를 위하여 채널별로 각각 하나씩의 DSP (digital signal processor)를 사용하여 실시간 보정을 수행하고, 주입전류 크기의 자동이득제어를 수행한다. 즉, 전류주입 리이드 선에 직렬로 정밀저항을 삽입하고, 그 양단의 전압을 연속적으로 측정하여 전류의 값을 알아낸 뒤, 이를 이용하여 주입전류의 크기를 원하는 값으로 제어하는 방법을 구현한다.

(5) 발진회로의 정현파 출력파형의 위상과 동기된 A/D 변환을 수행하도록 하여, 아날로그적인 위상감응복조기를 대체한다. 즉, 발진된 정현파의 위상이 90°일 때, A/D 변환하여 임피던스의 실수부를 측정하고, 180°에서 A/D 변환하여 임피던스의 허수부를 측정한다. 이렇게 하면 위상감응복조기와 베셀 저

역통과 여파기로 구성되는 아날로그 복조회로가 불필요하며, 주파수 변경 등 다양한 기능의 구현이 용이하다. 또한, 임피던스의 실수부와 허수부를 모두 측정할 수 있으므로, 본 연구에서는 무시한 허수부의 크기를 물체의 검출에 활용할 수 있다. 이는 저항률 뿐 아니라, 물체와 배경의 유전률이 다른 경우에는 허수부의 크기가 유용한 정보가 되기 때문이다.

(5) 발진회로의 주파수를 가변시켜서 여러 주파수에서의 생체 임피던스를 측정하는 것을 가능하게 한다. 이렇게 되면, 분산현상(dispersion)에 의한 주파수에 따른 생체 임피던스의 변화를 새로운 계측정보로 활용하는 것이 가능할 것이다. 즉, impedance spectrometry를 통한 생체조직의 특성검출(tissue characterization) 기능을 구현하는 것이 가능해 진다.

본 논문에서는 경계에서 전류를 주입하고, 유기된 전압을 측정하여, 내부에 존재하는 물체의 크기를 검출하기 위한 32-채널 생체 임피던스 측정 시스템을 개발하였다. 내부에 위치한 물체의 저항률이 배경 영역의 저항률과 다른 경우에는 이러한 방법에 의해 실시간으로 크기와 위치를 추정할 수 있으며, 그 정확도는 생체 임피던스 측정장치의 잡음의 크기에 의해 결정된다. 본 연구에서 기술한 방법은 3차원으로 확장이 용이하며, 유방암의 검출에 응용이 가능할 것이다. 또한, 표면에서의 전류-전압 데이터로부터 인체내부의 물체들의 위치와 크기만을 우선 검출한 뒤, 이를 초기조건으로 하여 저항률 분포를 영상화하는 EIT에 응용할 수 있을 것이다. 최근에 연구되고 있는 자기공명 임피던스 단층촬영(MREIT, magnetic resonance electrical impedance tomography)에서는 전류주입 자기공명 영상법에 의해 내부의 전류밀도를 측정하고, EIT 기술에 의해 표면전압을 측정하여 고해상도의 저항률 영상을 출력하는 것을 목표로 한다[19,20]. 이 경우에는 비교적 균일한 내부 전류밀도가 형성되는 형태의 전류를 주입함으로써 신호대잡음비를 개선할 수 있으며, 인체 표면에 유기되는 전압을 정확히 측정하는 것이 필요하다. 따라서, 본 논문에서 기술한 다채널 생체 임피던스 측정 기술을 MREIT에 응용하는 것도 향후의 연구 과제이다.

참 고 문 헌

1. J.G. Webster, ed., Electrical Impedance Tomography, Bristol, UK, Adam Hilger, 1990
2. K. Boone, D. Barber, and B. Brown, "*Imaging with electricity: report of the European concerted action on impedance tomography*", J. Med. Eng. Tech., vol. 21, no. 6, pp. 201-232, 1997
3. T.J. Yorkey, J.G. Webster, W.J. Tompkins, "*Comparing reconstruction algorithms for electrical impedance tomography*", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 34, no. 11, pp. 843-852, 1987
4. M. Cheney, D. Isaacson, J.C. Newell, S. Simske, and J. Goble, "*NOSER: An algorithm for solving the inverse conductivity problem*", Int. J. Imaging Sys. and Tech., vol. 2, pp. 66-75, 1990
5. E.J. Woo, P. Hua, J.G. Webster, and W.J. Tompkins, "*A robust image reconstruction algorithm and its parallel implementation in electrical impedance tomography*", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 12, no. 2, pp. 137-146, 1993
6. C. Cohen-Bacrie and R. Guardo, "*Regularized reconstruction in electrical impedance tomography using a variance uniformization constraint*", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 16, no. 5, pp. 562-571, 1997
7. P. Edic, D. Isaacson, G. Saulnier, H. Jain, and J.C. Newell, "*An iterative Newton-Raphson method to solve the inverse conductivity problem*", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 45, no. 7, pp. 899-908, 1998
8. M. Vauhkonen, D. Vadasz, P.A. Karjalainen, E. Somersalo, and J. P. Kaipio, "*Tikhonov regularization and prior information in electrical impedance tomography*", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 17, no. 2, pp. 285-293, 1998
9. A.L. Hyaric and M.K. Pidcock, "*An image reconstruction algorithm for three-dimensional electrical impedance tomography*", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 48, no. 2, pp. 230-235, 2001
10. O. Kwon and J.K. Seo, "*Total size estimation and identification of multiple anomalies in the inverse electrical impedance tomography*", Inverse Problem, vol. 17, pp. 59-75, 2001
11. O. Kwon, J.K. Seo, E.J. Woo, and J.R. Yoon, "*Electrical impedance imaging for searching anomalies*", Comm. Korean Math. Soc., vol. 16, no. 3, pp. 459-485, 2001
12. AAMI, Safe Current Limits for Electromedical Apparatus (ANSI/AAMI ES1), Arlington, VA, AAMI, 1993
13. S. Grimnes and O.G. Martinsen, Bioimpedance and Bioelectricity Basics, London, UK, Academic Press, 2000
14. P. Hua, E.J. Woo, J.G. Webster, and W.J. Tompkins, "*Using compound electrodes in electrical impedance tomography*", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 40, no. 1, pp. 29-34, 1993
15. J.G. Webster (ed.), Medical Instrumentation: Application and Design, 3rd. ed., NY, John Wiley & Sons, 1998
16. S. Franco, Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits, 2nd ed., NY, McGraw-

Hill, 1997
17. D. Isaacson, "*Distinguishability of conductivities by electric current computed tomography*", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 5, pp. 91-95, 1986
18. O. Kwon, J.R. Yoon, J.K. Seo, E.J. Woo, and Y.G. Cho, "*Detection of anomalies with different conductivities using electrical impedance tomography*", submitted to IEEE Trans. Biomed. Eng., 2001
19. O. Kwon, E.J. Woo, J.R. Yoon, and J.K. Seo, "*Magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT): simulation study of J-substitution algorithm*", IEEE Trans. Biomed. Eng., in press, 2001
20. H.S. Khang, B.I. Lee, S.H. Oh, E.J. Woo, S.Y. Lee, M.H. Cho, O. Kwon, J.R. Yoon, and J.K. Seo, "*J-substitution algorithm in magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT): phantom experiments for static resistivity images*", submitted to IEEE Trans. Med. Imaging, 2001