

## 유방암 검출을 위한 생체 어드미턴스 스캐너의 개발

이정환<sup>1</sup>, 오동인<sup>1</sup>, 이재상<sup>1</sup>, 우용제<sup>1</sup>, 서진근<sup>2</sup>, 권오인<sup>3</sup>

<sup>1</sup>경희대학교 전자정보대학 동서의료공학과  
<sup>2</sup>연세대학교 수학과, <sup>3</sup>건국대학교 수학과  
(2004년 2월 27일 접수, 2004년 10월 26일 채택)

## Development of Trans-Admittance Scanner (TAS) for Breast Cancer Detection

J. W. Lee<sup>1</sup>, T. I. Oh<sup>1</sup>, J. S. Lee<sup>1</sup>, E. J. Woo<sup>1</sup>, J. K. Seo<sup>2</sup>, O. I. Kwon<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, College of Electronics and Information, Kyung Hee University  
<sup>2</sup>Department of Mathematics, Yonsei University  
<sup>3</sup>Department of Mathematics, Konkuk University  
(Received February 27, 2004. Accepted October 26, 2004)

**요약** : 암세포가 정상세포에 비해 전기적 도전율이 세배에서 열배까지 높다는 점을 이용하여 본 논문에서는 유방암 검출을 위한 생체 어드미턴스 스캐너를 개발하고, 시스템의 성능검사를 수행하여 유방암 검출의 가능성을 제시하였다. 전압인가전극을 이용하여 정현파의 정전압을 인가하고 유방의 표면에 부착된 평면배열 접지전극을 통하여 배출되는 전류를 측정한다. 측정된 전류값과 인가한 전압사이의 전달 어드미턴스로부터 측정 부위의 도전율을 표현할 수 있으며, 전달 어드미턴스의 실수부와 허수부의 크기로부터 유방암의 유무와 크기, 위치를 판별하는 데이터를 획득한다. 개발한 생체 어드미턴스 스캐너는 주체어부, 인가전압 발생부, 유기전류 측정부, 전압인가전극 및 평면배열 접지전극과 컴퓨터로 구성된다. 개발한 디지털 인가전압 발생기의 진폭 안정도는 0.2445%의 오차를 가지며, 총 고조파 왜곡은 0.03% 이다. 유기전류 측정부는 실수부의 경우 68dB, 허수부의 경우 54dB이상의 SNR을 가지며, 1nA정도의 작은 전류도 측정이 가능하도록 제작되었다. 저항 팬텀을 이용하여 실험한 결과 측정된 전달 어드미턴스는 Pspice 시뮬레이션 결과와 비교할 때 93% 이상의 정확도를 나타내었다. 이러한 측정의 정확도를 갖는 생체 어드미턴스스캐너를 가지고 저항 팬텀 및 전해질용액 팬텀을 이용하여 실험한 결과 도전율이 다른 물체를 식별할 수 있는 전달 어드미턴스 분포 영상을 획득할 수 있음을 확인하였다.

향후 시스템의 성능을 향상시키고, 여러 가지 다른 팬텀을 제작하여 이를 정확히 찾아내는지를 실험할 예정이며, 도전율이 다른 물체의 크기, 위치 및 깊이를 찾는 알고리즘을 시스템에 적용하여 알고리즘을 실험적으로 검증하고 유방암의 조기 검진을 위해 활용이 가능한 시스템을 개발하는 연구 수행할 예정이다.

**Abstract** : This paper describes a trans-admittance scanner for breast cancer detection. A FPGA-based sinusoidal waveform generator produces a constant voltage. The voltage is applied between a hand-held electrode and a scan probe placed on the breast. The scan probe contains an 8x8 array of electrodes that are kept at the ground potential. Multi-channel precision digital ammeters using the phase-sensitive demodulation technique were developed to measure the exit current from each electrode in the array. Different regions of the breast are scanned by moving the probe on the breast.

We could get trans-admittance images of resistor and saline phantoms with an anomaly inside. The images provided the information on the depth and location of the anomaly. In future studies, we need to improve the accuracy through a better calibration method. We plan to test the scanner's ability to detect a cancer lesion inside the human breast.

**Key words** : Breast cancer detection, Trans-admittance scanner

### 서 론

한국 중앙 암 등록 사업 연례보고서에 의하면 여성의 경우 유방암과 대장암이 지속적으로 증가하는 경향을 보이고 있다. 특히 유방암 발생률이 계속 증가하여, 2001년에는 여성 암 발생률 1위(16.1%)가 되었으며, 추후 계속적인 증

가가 예측되고 있다. 일본의 경우에는 유방암 발생률이 모든 암 발생률의 19.6%를 차지하고 있으며(2001년 기준) 미국의 경우는 37.3%(2001년 기준)이다 [1].

가장 바람직한 치료를 위해서는 종양이 다른 부위에 전이되지 않은 초기에 검진하는 것이 필요하다. 그러나 이러한 조기 진단은 확실하고 효과적인 진단 방법이 있어야 가능하고, 현재 여러 가지 방법을 이용한 유방암의 조기 진단을 위한 노력이 활발히 진행되고 있다. 조기 진단의 방법으로 X-선 유방촬영술(mammography), 초음파 촬영술, 열적외선 촬영술, MRI, CT 등 다양한 의료영상 장비들이

본 연구는 한국과학재단 우수연구센터(R11-2002-103)의 지원으로 수행되었음  
통신저자: 우용제, 경기도 용인시 기흥읍 서천리 1 경희대학교 전자정보대학  
Tel : 031-201-2538 Fax : 031-201-2378  
E-mail : ejwoo@khu.ac.kr

사용되고 있다 [2]. 그러나 가장 널리 사용되고 있는 X-선 유방촬영술의 경우 X-선의 특성상 유선조직의 밀도가 높은 젊은 여성은 진단하기 어려운 단점이 있으며, 진단을 위해 사용하는 방사선에 의해서 오히려 유방암이 발병될 위험성이 있다. 초음파 촬영술의 경우 영상의 해상도가 낮은 단점이 있으며 그 효용성에 대한 논란이 지속되고 있고 조기 진단에 적용하기는 어려울 것으로 생각된다. 암이나 염증이 있는 세포는 정상 세포에 비해 온도가 높다는 점을 이용한 열적외선 촬영술의 경우는 주로 피부 표피의 온도만을 영상으로 보여주기 때문에 유방암을 정확히 진단하기 어렵다. MRI나 CT의 경우는 검진비용이 매우 비싸고, 여성의 가슴부위 만을 촬영하기 힘든 단점이 있다.

최근의 연구에서 정상 조직과 종양 조직의 도전율이 세 배에서 열배까지 차이가 나는 현상을 이용하여 어드미턴스 맵으로부터 종양조직의 크기와 위치를 찾아내는 수학적 알고리즘이 제시되었다[3, 4]. 이러한 수학적 알고리즘을 실험적으로 검증하기 위해서는 어드미턴스맵을 정확히 측정하는 시스템이 요구된다. 그 중에서 TransScan사의 T-Scan은 전압을 인가하고 전류를 측정하는 방법을 사용하고 있으나, T-Scan을 이용하여서는 우리가 원하는 알고리즘을 검증하기 어렵기 때문에 본 논문에서는 유방암 검출을 목적으로 하는 생체 어드미턴스 스캐너(TAS, trans-admittance scanner)를 제작하게 되었다[5, 6].

생체 어드미턴스 스캐너는 1980년대 초부터 연구가 시작된 전기 임피던스 단층촬영 기술 (EIT, electrical impedance tomography)의 효시라 할 수 있는 전면 임피던스 카메라(frontal plane impedance camera)와 유사한 구조를 가진다 [7]. 즉 인체의 한 부분에 표면전극을 통하여 정전압을 인가하고 다른 측정 부위에 부착한 배열전극(array electrodes)들은 기준전위를 유지하면서 이때 배열전극들을 통하여 빠져 나오는 전류를 측정하고 이를 영상으로 도시하는 것이다. 이러한 영상을 전달 어드미턴스영상이라 한다.

본 논문에서 개발한 TAS는 환자의 팔에 위치하는 전압 인가전극을 통하여 50kHz의 정현파 정전압을 인가하고 환자의 가슴에 평면배열전극(planar array of electrodes)을 부착하며 평면배열전극들의 전위는 모두 기준전위를 유지한다. 각각의 평면배열전극을 통해 빠져 나온 전류의 실수성분(동상성분)과 허수성분(직교성분)을 모두 측정하여 평면배열전극이 부착된 부분의 전달 어드미턴스 데이터를 컴퓨터에서 계산하고 영상으로 도시한다. 이러한 영상은 해당 부위 생체조직의 도전율(conductivity)과 유전율(permittivity)에 대한 정보를 제공한다.

이러한 TAS의 장점은 MRI 나 CT에 비해 진단검사가 저렴하고, 실시간 측정이 가능하며, 비 침습적이고, 인체에 해가 없으며, 이동성이 좋다는 점이다. 그러나 본 논문에서 기술하는 TAS의 상용화를 위해서는 분해능과 정확도의 측면에서 개선되어야 할 과제가 많이 남아있다. 이러한 성능의 개선은 측정 하드웨어 뿐 아니라 알고리즘의 개발을 필요 한다.

본 연구에서 구현한 TAS는 측정하는 전류의 오차가 0.1% 이내가 되도록 목표를 설정하였고, 알고리즘의 변화에 따라 조정이 가능하도록 하였다. 그 구성은 FPGA(field programmable gate array)를 기반으로 한 디지털 정전압 발생기와 평면배열전극을 통하여 흘러나오는 미세전류를

측정하기 위한 디지털 위상감응 전류측정기, 그리고 평면 배열전극을 포함하는 스캐닝이 가능한 스캔 프로브와 전체 시스템을 제어하는 주제어부 및 결과를 출력하는 컴퓨터를 포함한다.

## 시스템 구성

### 1. 생체 어드미턴스 스캐너 (TAS, trans-admittance scanner)의 원리 및 구성

TAS의 원리는 종양조직이 정상조직에 비해 도전율 및 유전율이 높다는 점을 이용한다. 그림 1에서 보는 바와 같이 환자의 팔을 통해서 일정한 전압을 인가하고 환자의 가슴 부위에서 유기된 전류를 측정한다. 측정된 전류 데이터로부터 내부 물질의 전달 어드미턴스를 계산하고 이로부터 유방암의 존재를 판단하고자 하는 것이다.

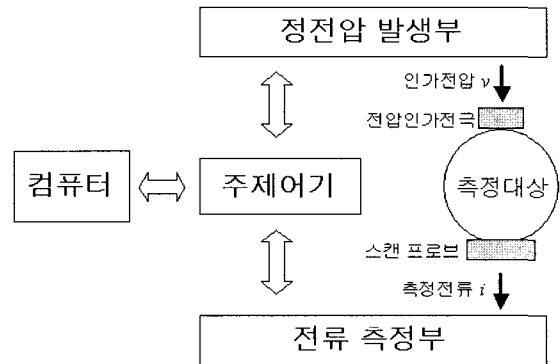


그림 1. 생체 어드미턴스 스캐너의 구성도  
Fig. 1. Block diagram of TAS

본 논문에서 개발한 TAS는 일정한 크기의 정현파 전압을 출력하는 디지털 정전압 발생부, 전압의 인가를 위한 기준전극, 전류의 측정을 위한 평면배열전극을 포함하는 스캔 프로브, 디지털 전류 측정부, 전체시스템 제어를 위한 주제어기, 그리고 사용자 인터페이스와 결과 영상의 출력을 위한 컴퓨터로 이루어져 있다. 디지털신호처리기(TMS320LF2407A, Texas Instrument, 미국)를 기반으로 하는 주제어부는 전체 시스템을 제어하며, 40MHz 메인 클럭(clock)을 시스템 전체에 공급하고 컴퓨터와의 통신을 담당한다.

그림 2(a)는 TAS를 이용한 유방암의 검출방법을 보여주고 있다. 정전압을 인가하는 전압인가전극을 환자의 손에 쥐게 하고 스캔 프로브는 환자의 가슴에 위치시킨다. 스캔 프로브는 평면배열전극을 포함하며 평면배열전극 각각은 기준전위(접지, 0V)를 유지한다. 정전압이 인가되면 인체에 유기되는 전류는 환자의 팔을 지나 스캔 프로브를 통해 전류 측정부로 흘러나간다. 이때 전류 측정부는 평면배열전극 각각에 흐르는 전류를 측정한다.

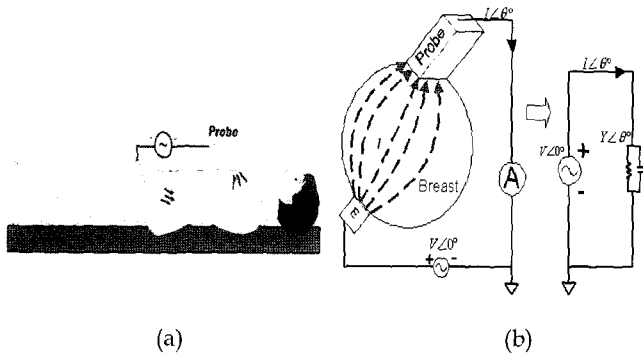


그림 2. 생체 어드미턴스 스캐너 원리  
Fig. 2. Basic concept of trans-admittance scanner

그림 2(b)는 TAS의 측정원리를 보여주고 있다. TAS는 정전압원, 부하 어드미턴스  $Y\angle\theta$ 로 표현한 인체, 전류 측정부로 간단히 모델링 되며, 인체는 저항성분(실수부)과 용량성분(허수부)의 병렬연결로 모델링하였다. TAS에서는 다채널의 전류 측정부를 사용하여 평면배열전극 각각을 통해 흐르는 전류를 측정함으로써 인체 내부의 어드미턴스 분포를 계산하고 영상화 한다. 정상조직에 비해서 종양조직은 도전율과 유전율이 크므로 종양 조직이 있는 부위에서는 어드미턴스 영상의 콘트라스트가 높게 표현된다.

입력 전압을  $V(t) = V_m \sin(2\pi f_c t)$  이라고 하고, 그림 2와 같이 인체를  $Y\angle\theta$ 로 모델링할 때, 측정되는 전류는 아래 수식(1)과 같다.

$$I(t) = |Y| V_m \sin(2\pi f_c t + \theta) \tag{1}$$

수식 (1)과 같은 신호를 디지털 값으로 변환하여 위상감응복조기를 통과시키면, 수식(2-1)과 (2-2)와 같은 측정전류의 실수성분과 허수성분을 얻을 수 있고, 입력한 전압값을 알고 있으므로, 이로부터 내부 어드미턴스의 실수부와 허수부를 계산할 수 있다.

$$I_r = \sum_{i=0}^{N-1} I_{in}(i) \sin \frac{2\pi i}{N} \tag{2-1}$$

$$I_q = \sum_{i=0}^{N-1} I_{in}(i) \cos \frac{2\pi i}{N} \tag{2-2}$$

## 2. 디지털 정전압 발생부

본 논문에서 구현한 TAS는 인체에 일정한 크기의 전압을 공급해야 하므로 정전압 발생기가 필요하다. Wien-bridge 회로 등을 이용하는 아날로그 방식의 전압 발생기는 파형 및 주파수의 변경이 어려우며, 고조파 왜곡(harmonic distortion)이 높고, 진폭의 안정도가 낮은 문제점이 있었다 [8]. 이런 문제점들을 개선하고 파형 및 크기와 주파수를 쉽게 변경하기 위해 FPGA를 기반으로 하는 디지털 전압 발생기를 HDL(hardware description language)을 사용하

여 설계하였다 [9, 10].

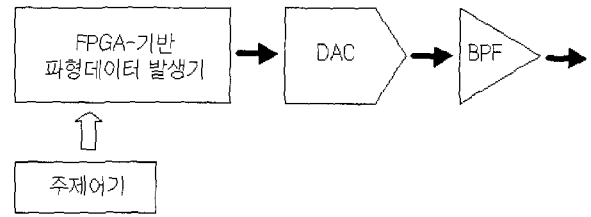


그림 3. 디지털 정전압 발생기 구성도  
Fig. 3. Block diagram of constant voltage source

본 논문에서 설계한 디지털 전압 발생기는 그림 3과 같이 FPGA-기반 파형 데이터 발생기, 디지털-아날로그 변환기, 그리고 대역통과 필터와 크기를 가변시키기 위한 또 하나의 디지털-아날로그 변환기로 구성된다. 파형 데이터 발생기용 FPGA는 주제어부에서 공급된 메인 클럭의 분주기, 어드레스 발생기, 내부 ROM으로 구현하였다. 먼저 16-bit 해상도를 가지며, 한 주기 동안 200개의 표본을 갖는 정현파 데이터를 FPGA 내부의 ROM에 저장한다. 40MHz의 메인 클럭을 4분주한 10MHz 클럭을 이용하여 어드레스를 발생시키면서 ROM에 저장되어 있는 16-bit 정현파 데이터를 차례대로 FPGA 외부의 디지털-아날로그 변환기로 출력하여 50kHz 정현파를 발생시킨다. 이때 출력되는 정현파의 매 주기마다 위상이 0가 되는 시점을 알려주는 phase\_0 신호를 함께 발생하며, 이 phase\_0 신호는 뒤에서 기술하는 디지털 위상감응 복조기에서 동기를 맞추어 복조화할 시점을 알려준다.

FPGA로부터 출력되는 16-bit 정현파 데이터를 아날로그 신호로 변환하기 위해 16-bit 고속 디지털-아날로그 변환기(AD768, Analog Device, 미국)를 사용하였고, 크기를 가변하기 위해 8-bit의 디지털-아날로그 변환기(AD7801, Analog Device, 미국)를 추가로 사용하였다. 본 시스템에서 사용한 AD768디지털-아날로그 변환기는 전류형 출력이며, 출력전류를 전압으로 변환하기 위해 간단한 전류-전압 변환기를 추가하였다. 디지털-아날로그 변환기의 출력전압에 포함된 계단모양의 파형과 dc offset을 제거하기 위해서 수동형 대역통과필터를 구현하였다. 이때 대역통과필터의 차단 대역폭을 4.42-530kHz로 설계하여 50kHz에서 대역통과필터의 위상지연이 0이 되도록 하였다. 이러한 정전압 발생기의 최대 출력전압은 50kHz, 3Vp이다.

## 3. 전압인가 기준전극, 평면배열전극 및 스캔 프로브

본 절에서는 정전압을 인체에 인가하고 유기된 전류를 측정하는 전극들 및 프로브에 대하여 기술한다. 전압인가 전극은 앞 절에서 기술한 정현파 전압을 인가하기 위한 것이며 평면배열전극은 0V의 기준전위를 유지하면서 흐르는 전류를 측정하기 위한 전극들을 포함한다. 평면배열전극은 스캔 프로브에 내장되어 측정하고자 하는 위치로 변경이 용이하도록 하였다.

전압인가 기준전극은 환자가 손으로 잡고 있어야 하므로 직경이 3cm, 길이가 8cm인 원통형의 봉 전극으로 설계

하였다. 봉 전극에는 정전압 발생기의 출력 전압과 연결할 수 있도록 커넥터가 부착되어 있으며 외부 잡음신호의 유입을 막기 위해 접지 차폐와 도선의 용량성 캐패시터로 인한 신호의 감쇄를 막기 위한 구동 차폐를 구현하였다.

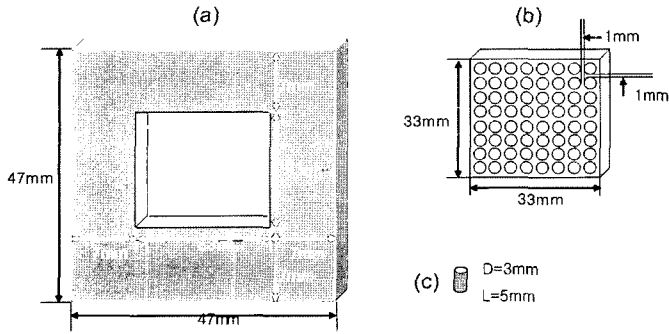


그림 4. 스캔 프로브의 설계: (a) 테두리 전극, (b) 절연체, (c) 배열전극  
 Fig. 4. Scan probe: (a) guard electrode, (b) isolator, and (c) active electrode

스캔 프로브는 8x8 (64개)의 전극으로 구성되는 평면배열전극, 절연체, 테두리 전극으로 구성하였다. 평면배열전극은 그림 4(c)처럼 직경이 3mm이고 길이가 5mm인 원기둥 모양이며, 재질은 스테인리스스틸이다. 그림 4(b)에 보인 절연체는 아크릴로 제작하였고 크기는 가로, 세로 각각 33mm이다. 절연체에는 평면배열전극이 위치할 수 있는 구멍이 64개 있고, 위치하는 전극들을 분리해 주기 위해서 각각 1mm 절연 공간이 있다. 그림 4(a)처럼 배열전극 둘레에는 기준전위를 유지하는 테두리 전극을 설치하였다. 테두리 전극의 크기는 가로, 세로 각 47mm이며, 가운데가 빈 정방형 형태를 갖는다. 따라서 본 시스템에서 전류가 유입되는 면적은 31x31mm<sup>2</sup>이고, 프로브 평면 전체의 면적은 47x47mm<sup>2</sup>이다.

#### 4. 전류 측정부

스캔 프로브에 설치된 64개의 전극 각각에 흐르는 전류를 측정하는 전류 측정부는 8개의 모듈로 구성하였고, 각 모듈은 8채널의 전류측정 회로를 포함한다. 각 모듈은 그림 5와 같이 스위칭 회로, 전류-전압 변환기 및 증폭기, 아날로그-디지털 변환기, 위상감응복조기로 설계하였다 [11, 12].

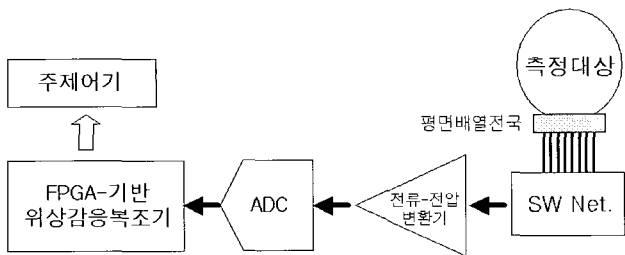


그림 5. 전류 측정부 (ADC수정)  
 Fig. 5. Block diagram of ammeter

스위칭 회로는 8개의 전극 중에서 하나를 선택한다. 선택된 전극을 통하여 흐르는 전류는 전류-전압 변환기 및 증폭기에서 전압으로 변환되고, 변환된 전압은 12-bit의 아날로그-디지털 변환기(AD9235, Analog Device, 미국)를 통해서 양자화된다. 양자화된 데이터는 FPGA로 구현한 디지털 위상감응복조기로 입력된다. 디지털 위상감응복조기는 양자화된 전압 데이터의 동상성분(in-phase)과 직교성분(quadrature)을 검출하고, FPGA내부의 레지스터에 일시 저장한다. 이후 주제어기가 레지스터에 저장된 데이터를 순차적으로 읽어서 시리얼 통신 방식으로 컴퓨터에 전송한다. 측정할 수 있는 최대 전극의 개수는 65개이며, 257개까지 확장이 가능한 구조를 갖도록 설계하였다. 측정할 수 있는 최대 전류는 1mA이며, 1nA 정도의 작은 전류도 측정할 수 있도록 설계, 제작되었다.

#### 5. 사용자 인터페이스

컴퓨터 인터페이스는 시스템의 제어 및 어드미턴스맵 영상을 보여주는 방법을 포함한다. 본 논문에서는 LabVIEW(National Instrument, 미국)를 이용하여 사용자 인터페이스를 구현하였다.

화면 왼쪽에는 SCAN과 STOP 버튼이 있고 출력 전압의 크기를 0~3V의 범위에서 256단계로 조절할 수 있으며, 측정 횟수를 1~10으로 설정할 수 있고, 복조화된 16-bit의 데이터를 8x8 배열의 숫자 및 영상으로 출력한다. 그림 6과 같이 동상성분(in-phase)은 화면 왼쪽에, 직교성분(quadrature)은 오른쪽에 출력하였고, 스캔 프로브 내의 8x8 평면배열전극의 위치와 일대일로 대응되어 각 전극 밑의 생체조직의 도전을 및 유전을 분포에 대한 정보를 제공하도록 하였다. 영상으로 출력하는 부분에서는 256단계의 명암(gray scale)으로 전달 어드미턴스의 값을 표현하여 도전을이나 유전율이 높은 부분은 상대적으로 밝게 출력되도록 하였다.

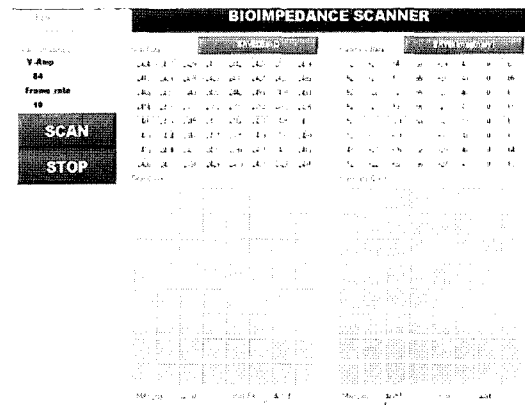


그림 6. 사용자 인터페이스  
 Fig. 6. User interface

**성능검증 및 팬텀실험**

본 절에서는 개발된 TAS의 성능을 평가하기 위한 실험들의 결과와 저항팬텀과 소금물팬텀을 이용한 기초실험 결과를 기술한다.

**1. 디지털 정전압 발생부**

기존의 Wien-bridge 발진기를 기반으로 설계된 아날로그 방식의 정전압원에서는 0.84%의 안정도 오차와 1.5%의 고조파 왜곡을 나타내었다. 본 논문에서 설계한 FPGA기반의 디지털 정전압 발생기에서는 0.2445%의 안정도 오차를 갖고, 0.03%정도의 고조파왜곡을 포함한다. 따라서 본 논문에서 구현한 디지털 방식의 정전압원이 훨씬 안정적이며 왜곡이 적다는 것을 확인할 수 있었다. 그림 7(a)는 출력되는 파형을 도시한 것이다.

**2. 디지털 전류측정부**

배열전극으로부터 입력되는 전류는 간단한 전류-전압 변환회로를 거쳐 최대10000배 증폭되는 증폭단을 통과하고 디지털 위상감응복조기로 입력된다. 입력된 신호에 대한 실수부와 허수부값을 계산하여 그 결과를 주제어기로 전송한다. 측정되는 아날로그 신호는 그림 7(b)와 같으며, 전류 측정부의 SNR은 실수부의 경우 68dB, 허수부의 경우 54dB이상이다. 측정된 SNR은 아래의 수식(3)과 같이 계산된 결과이다. 여기서  $V_n$ 은 샘플링 n번째의 신호값이고,  $\bar{V}$ 는 샘플들의 평균이다.

$$SNR = 10 \log \left\{ \frac{\sum_{n=1}^N V_n^2}{\sum_{n=1}^N (V_n - \bar{V})^2} \right\} \quad (3)$$

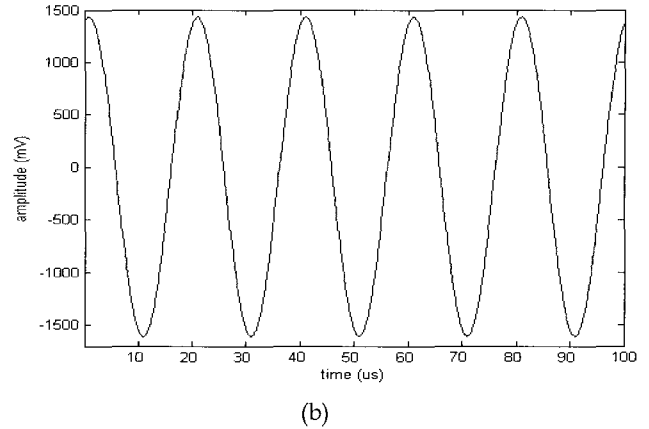
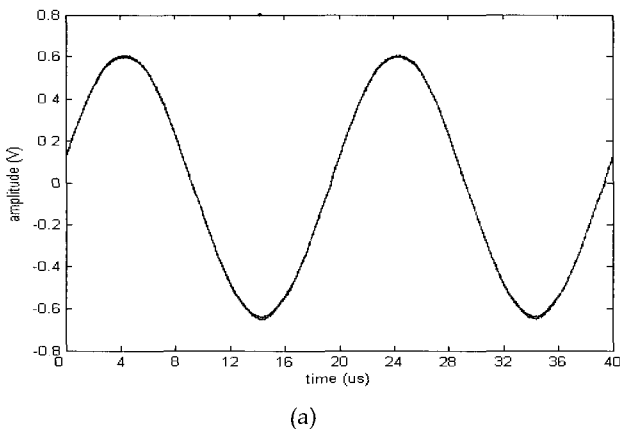


그림 7. 정전압원과 전류측정기의 신호파형. (a) 정전압원의 출력파형, (b) 전류측정기의 ADC파형  
Fig. 7. Waveform of constant voltage source and ammeter. (a) Output waveform of constant voltage source, (b) ADC waveform of ammeter.

**3. 평면배열전극과 스캔 프로브**

그림 8(a)는 전압을 인가하기 위한 기준전극이고, 그림 8(b), (c)는 제작한 평면배열전극과 스캔 프로브이다. 기준전극은 전체가 도체(구리)이며, 스캔 프로브의 가장자리는 테두리 전극으로 둘러 쌓여 있고, 내부에는 절연체와 평면배열전극이 정렬되어 있다. 각각의 평면배열전극은 차폐선을 통해서 각 채널의 전류 측정부에 연결된다.

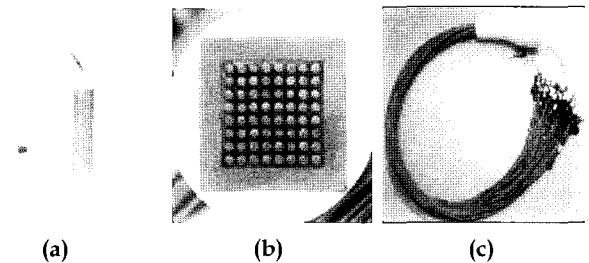


그림 8. 평면배열전극 및 프로브. (a) 기준전극, (b) 평면배열전극, (c) 스캔 프로브  
Fig. 8. Planar electrode array and probe. (a) Constant voltage electrode, (b) Planar array electrode, (c) Scan probe

**4. 저항 팬텀 실험**

본 논문에서 구현한 TAS의 성능검증을 위해 저항 팬텀을 제작하였다. 인가한 전압 값과 각각의 저항 값을 알고 있다면 평면배열전극에 흐르는 전류를 계산 할 수 있고, 측정된 결과와 비교하여 시스템의 오차를 알 수 있다. 그리고 저항만으로 구성된 팬텀을 이용해서 시스템의 고정된 위상차를 측정하고 이를 보정할 수 있다.

그림 9는 제작한 저항 팬텀의 회로도를 보여주고 있다. 스캔 프로브에 일대일 대응이 되도록 64개의 평면배열전극에 해당하는 64개의 저항들과 1개의 테두리 전극용 저항을

병렬로 구성하였다. 팬텀의 가운데에 전압 발생기와 연결하기 위한 커넥터가 있고 바로 옆에 보호전극용 저항을 결합하기 위한 커넥터가 있다. 그리고 둘레에는 64개의 저항들을 연결하기 위한 커넥터와 전류 측정부와 연결하기 위한 커넥터가 설치되어 있다.

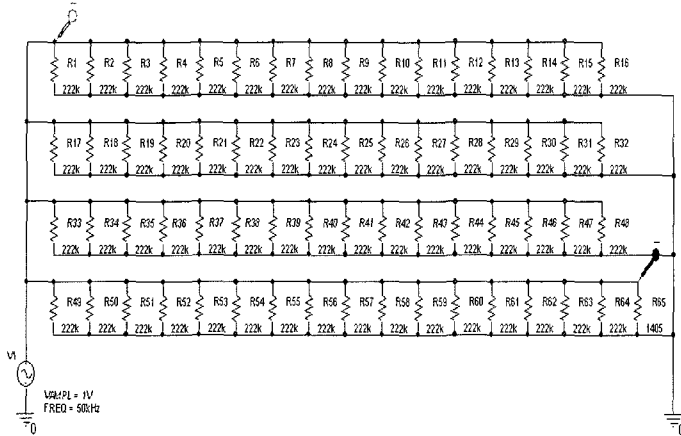


그림 9. 저항 팬텀 회로  
Fig. 9. Resistor phantom circuit

64개의 220kΩ 저항들과 1개의 가변저항을 이용하여 회로 전체에 흐르는 전류를 조절하였다. 전압발생기의 출력을 디지털 전류계(3458A, Agilent, 미국)와 직렬로 연결하여 전체 전류의 크기가 0.707mA가 되도록 가변저항을 조절하였다.

64개의 동일한 저항만 있는 경우에 측정된 각 채널의 실수부 값의 평균은 5592이고, 허수부 값의 평균은 1480.66이다. 실수부 표준 편차의 평균은 약 1.98이고, 허수부 표준 편차의 평균은 약 2.89이다. 따라서 저항 팬텀을 통해 시스템의 SNR을 수식(3)을 이용하여 측정한 결과 실수부는 69dB, 허수부는 54dB이다. 이를 ADC의 전압크기에 대응시켜 Pspice 시뮬레이션과 비교한 결과 93%의 정확도가 계산되었다.

한편 저항만 존재하는 경우는 허수부 값이 영이 나와야 하는데 영이 아닌 음의 값이 측정되었다. 이는 시스템 내부의 위상지연이나 팬텀과 연결하기 위해 사용하는 도선에 존재하는 누설용량 때문에 발생한 것으로 분석하고, 측정된 실수부 성분과 허수부 성분을 이용하여 각 채널별 위상지연을 계산한 결과 약 16.5°의 고정된 값을 얻을 수 있었다. 이를 이용하여 측정된 위상에서 고정된 위상오차를 빼줌으로써 각 채널별 위상을 보상하였다.

다음은 64개의 저항 중 4개는 100kΩ으로 교체하여 균질한 물질 속에 도전율이 다른 물체가 존재하는 것처럼 실험 환경을 변화시켰다. 그리고 회로 전체에 흐르는 전류가 0.708mA가 되도록 가변 저항을 조절 하였다.

실험 결과는 그림 10과 같다. 그림 10(a)의 왼쪽은 실수부 영상이며 저항 값이 작은 저항이 존재하는 부분은 전류가 많이 흐르게 된다. 그 결과 주위에 비해서 밝게 표현된다. 그림 10(a)의 오른쪽은 허수부 영상이며 허수부 영상은 반대로 도전율이 높은 물질이 존재하는 곳이 주위에 비해서 더 어둡게 표현되었다. 그러나 허수부 영상 데이터는 그 변화의 절대치가 매우 작아서 유전율의 변화는 거의 없음을 의미하였다. 그림 10(b)는 동일한 데이터를 3차원적으

로 도시한 것이다.

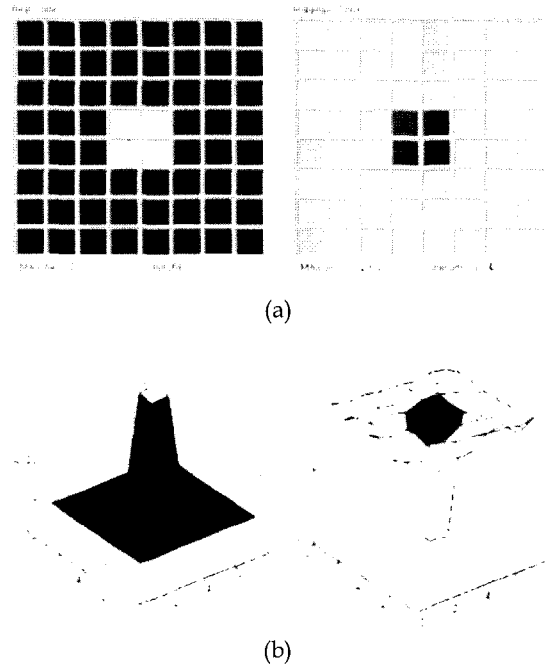


그림 10. 저항 값이 다른 저항이 존재 할 때: (a) 실수부 및 허수부 영상 출력, (b) 동일한 결과의 3차원 도시  
Fig. 10. Images from resistor phantom: (a) in-phase and quadrature image and (b) three-dimensional plots

### 5. 균질한 전해질 용액 팬텀 실험

그림 11은 아크릴로 제작한 3차원 전해질 용액 팬텀의 구조를 보여주고 있다. 아크릴 원통의 높이는 50cm, 직경은 30cm이다. 원통의 바닥에는 정전압을 인가하기 위해서 금속 디스크 전극을 부착하였다. 원통 내부는 전해질 용액으로 채우고 전해질 용액의 표면에 스캔 프로브를 위치하였다. 그림 11의 오른쪽 그림과 같이 내부에 전도율이 다른 물체를 고정시킬수 있는 통을 사용하여 물체를 고정시키고 왼쪽의 전해질 용액 내부에 담가 실험하였다. 용액 팬텀 밑부분에는 일정 전압을 인가할 수 있는 직경 4cm의 기준전극이 설치되어 있다.

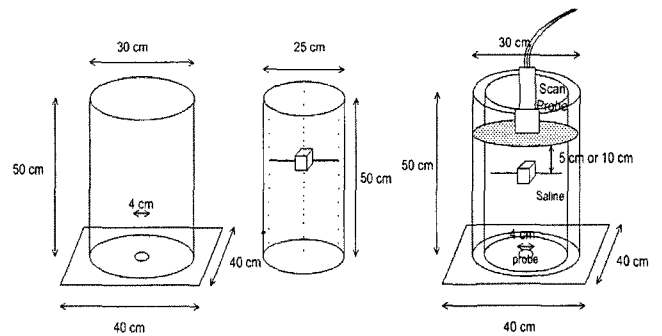


그림 11. 전해질용액 팬텀  
Fig. 11. Saline phantom

그림 11에 나타난 팬텀 내부의 물체를 제거하고 균질한 전해질 용액 팬텀을 준비하였다. 스캔 프로브 각각의 평면 배열전극들이 전해질 용액과 닿는 면적을 일정하게 하기 위해 스캔 프로브를 전해질 용액과 수직이 되게 고정하였다. 그리고 회로 전체에 흐르는 전류가 0.707mA가 되도록 용액에 추가하는 NaCl의 양을 조절하였다.

균질한 전해질 용액 팬텀 실험에서 측정된 실수부의 평균은 5434.4이고, 허수부 평균은 1463.16이다. 실수부의 표준 편차는 2.16이고, 허수부의 표준 편차는 2.1이 나왔다. 따라서 전해질 용액 팬텀 실험시 SNR은 실수부의 경우 68dB이고, 허수부는 56dB 로 저항팬텀에서와 유사한 값이 측정되었다.

동일한 저항만으로 구성된 저항 팬텀 실험의 결과와 균질한 전해질 용액 팬텀 실험의 결과를 비교하면 표 1과 같다. 두 가지 실험결과에서 실수부의 오차에 비해 허수부의 변화가 크며 이것은 위상감응복조기의 제작상의 특성이다. 또한 팬텀의 종류와 상관없이 시스템은 일정한 SNR을 가지며, 93%정도의 정확도를 가지고 내부 어드미턴스의 값을 복원할 수 있는 것을 실험적으로 증명하였다.

표 1. 팬텀실험 결과 비교

Table 1. Comparison of results from two phantoms

		저항 팬텀	전해질용액 팬텀
실수부	평균	5592	5434.4
	표준편차	1.98	2.16
	SNR	69dB	68dB
허수부	평균	-1480	-1463.16
	표준편차	2.89	2.1
	SNR	54dB	56dB
측정 전류의 크기[uA]		4.4	4.9

### 6. 도전율이 다른 물체를 포함하는 전해질 용액 팬텀 실험

도전율이 다른 물체를 임의의 위치에 설치하고 전해질 용액 팬텀에 흐르는 전체 전류가 0.707mA가 되도록 하였다. 중앙 조직을 모사하기 위해 직경이 10mm 인 도체를 팬텀 내부에 위치하였다. 도체와 스캔 프로브의 거리가 5mm일 때 측정된 결과는 그림 12(a)와 같다. 그림 12(b)는 도체와 스캔 프로브의 거리가 10mm 일 때이다. 그림 12(a)에서 실수부 영상을 보면 도전율이 높은 쪽이 낮은 쪽에 비해 상대적으로 밝게 나타났으며 끝이 뭉툭한 것을 볼 수 있다. 이는 도체에 의해 전류의 경로가 바뀌면서 평면배열전극 내의 여러 전극에 흐르는 전류를 변화시킨다는 것을 의미한다.

한편 그림 12(b)는 (a)와 유사한 경향을 보여주고 있지만 도체가 더 깊은 곳에 위치함에 따라 전달 어드미턴스의 분포가 달라지는 것을 알 수 있다. 이와 같은 결과는 이론적인 해석과 일치하며, 이러한 측정 결과로부터 물체의 위치, 깊이 및 크기를 추정하는 것이 가능할 것으로 판단된다 [3, 4]. 그러나 직접적으로 어드미턴스맵을 가지고 그 위치와 깊이를 알 수는 없었으며, 향후 알고리즘을 도입하여 시스템이 얼마나 정확하게 전도율이 다른 물체의 위치와 크기를 검출하는지를 실험해 보아야 할 것이다.

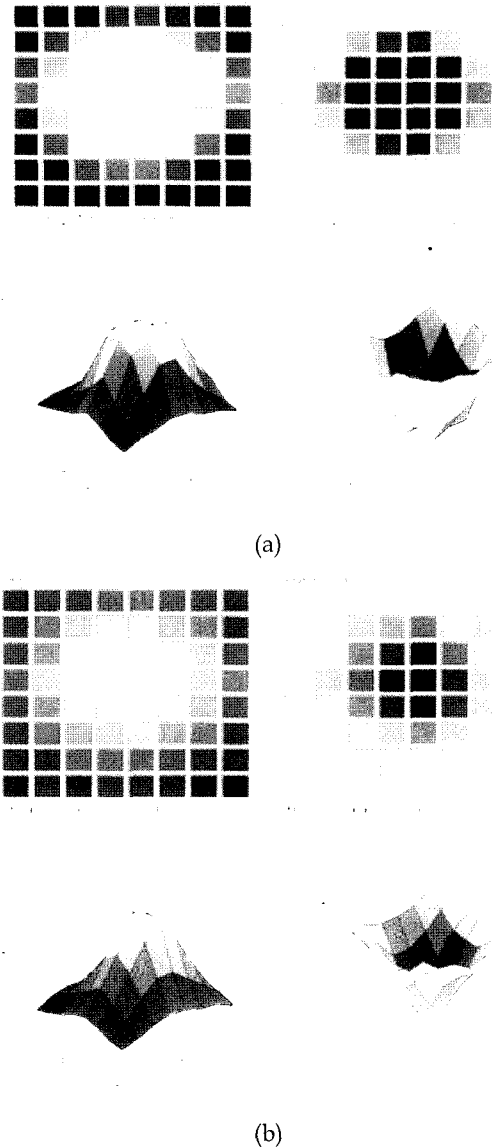


그림 13. 전해질 내부에 도전율이 다른 물체가 들어 있는 경우: (a) 5mm 깊이에 도체가 있는 경우, (b) 10mm 깊이에 도체가 있는 경우

Fig. 13. Experimental results of saline phantom with anomaly: (a) conductive anomaly at 5mm depth, (b) conductive anomaly at 10mm depth

### 결과 및 고찰

본 논문에서는 FPGA기반의 디지털 전압 발생기를 구현하여 최대 3Vp의 정전압을 발생시키고, 디지털 전류 측정부를 구현하여 각 채널에 흐르는 전류를 측정하여 내부물질의 어드미턴스 맵을 영상화하는 시스템을 구현하였고, 본 연구에서 구현한 시스템을 검증하기 위해 저항 팬텀과 전해질용액 팬텀을 제작하여 그 성능을 검증하고 SNR을 측정하였다. 시스템의 성능을 평가한 결과 전압 발생기의 안정도는 0.2445%의 오차를 가지며 총 고조파 왜곡은

0.03% 이고, 저항 팬텀을 이용하여 위상감응복조를 한 결과 시스템의 SNR은 실수부의 경우 68dB, 허수부는 54dB 이상이며, 고정된 위상 지연은 약 16.5°를 가진다. 그리고 전해질용액 팬텀에 균질한 용액을 넣고 위상감응복조를 한 결과와 저항팬텀을 이용한 결과가 유사함을 확인하였으며, 도전율이 다른 물질이 전해질용액 팬텀 내부에 존재 시 전류의 확산 현상에 의해서 내부 물질의 위치와 깊이를 추적할 수 있는 영상을 획득하였다. 그러나 직접적으로 어드미턴스맵을 가지고 그 위치와 깊이를 알 수는 없었으며, 향후 알고리즘을 도입하여 시스템이 얼마나 정확하게 전도율이 다른 물체의 위치와 크기를 검출하는지를 실험해 보아야 할 것이다.

향후 도전율이 다른 물질을 전해질용액 팬텀 내부에 넣고 실험을 하여 내부 물질의 위치, 크기, 및 깊이를 찾아내는 알고리즘을 시스템과 결합시키고, 각 채널별 특성을 보정해주는 방법을 연구하여 시스템의 성능을 높여야겠다. 또한 영상의 공간 분해능이 프로브 크기와 채널 수에 제한을 받으므로 평면배열전극 수를 256으로 확장할 예정이며 획득한 데이터를 보다 명확하고 간편하게 표현하기 위한 유저 인터페이스 환경 개선도 향후 연구 과제이다.

## 참 고 문 헌

1. 2001년 한국중앙암등록사업 연례 보고서(2001, ICD\_O2분류), 보건복지부
2. Samuel K. Moore, "Better Breast Cancer Detection", IEEE SPECTRUM, pp 50-54, May 2001
3. J. K. Seo, O. Kwon, H. Ammari, and E. J. Woo, "A mathematical model for breast cancer lesion estimation electrical impedance technique using TS2000 commercial system", IEEE Trans. Biomed. Eng., in press, 2004
4. Habib Ammari, Ohin Kwon, J. K. Seo and Eung Je Woo, "T-scan Electrical Impedance Imaging System for Anomaly Detection", SIAM J. Appl. Math. ,in press, 2004
5. TransScan Medical, <http://www.transscan.co.il>.
6. M. Assenheimer, O. Laver-Moskovitz, D. Malonek, D. Manor, U. Nahliel, R. Nitzan, and A. Saad, "The T-Scan technology: electrical impedance as a disgnostic tool for breast cancer detection", *Physiol. Meas.*, vol. 22, pp. 1-8, 2001
7. R. P. Henderson and J. G. Webster, "An impedance camera for spatially specific measurements of the thorax", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 25, pp. 250-254, 1978
8. Y. G. Cho, and E. J. Woo, "32-Channel Bioimpedance Measurement System for the Deteection of Anomalies with Different Resistivity Values", *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 22, no. 6, pp.503-519, 2001
9. 오동인, 이정환, 백상민, 이재상, 우응제, "임피던스 영상 시스템을 위한 정밀 정전류원의 설계 및 성능검증", 제28회 대한의용생체공학회 춘계학술대회, 2003
10. J. W. Lee, T. I. Oh, S. M. Paek, J. S. Lee, and E. J. Woo, "Precision Constant Current Source for Electrical Impedance Tomography", *IEEE EMBC 25th Annual International Conference*, pp. 1066-1069, 2003
11. 오동인, 이정환, 김규식, 이재상, 우응제, "임피던스 영상 시스템을 위한 디지털 위상감응복조기의 설계 및 성능검증", 제28회 대한의용생체공학회 춘계학술대회, 2003
12. T. I. Oh, J. W. Lee, K. S. Kim, J. S. Lee, and E. J. Woo, "Digital Phase-Sensitive Demodulator for Electrical Impedance Tomography", *IEEE EMBC 25th Annual International Conference*, pp. 1070-1072, 2003