

도전율 및 유전율이 다른 병소의 검출을 위한 320-채널 다주파수 Trans-Admittance Scanner(TAS)

오동인, 이민형, 김희진, 우응제

경희대학교 전자정보대학 동서의료공학과

(Received November 20, 2006. Accepted November 28, 2006)

320-Channel Multi-Frequency Trans-Admittance Scanner(TAS) for Anomaly Detection

Tong-In Oh, Min-Hyoung Lee, Hee-Jin Kim, Eung-Je Woo

Department of Biomedical Engineering

College of Electronics and Information, Kyung Hee University

Abstract

In order to collect information on local distribution of conductivity and permittivity underneath a scan probe, we developed a multi-frequency trans-admittance scanner (TAS). Applying a sinusoidal voltage with variable frequency on a chosen distal part of a human body, we measure exit currents from 320 grounded electrodes placed on a chosen surface of the subject. The electrodes are packaged inside a small and light scan probe. The system includes one voltage source and 17 digital ammeters. Front-end of each ammeter is a current-to-voltage converter with virtual grounding of a chosen electrode. The rest of the ammeter is a voltmeter performing digital phase-sensitive demodulation. Using resistor loads, we calibrate the system including the scan probe to compensate frequency-dependent variability of current measurements and also inter-channel variability among multiple. We found that SNR of each ammeter is about 85dB and the minimal measurable current is 5nA. Using saline phantoms with objects made from TX-151, we verified the performance of the lesion estimation algorithm. The error rate of the depth estimation was about 19.7%. For the size estimate, the error rate was about 15.3%. The results suggest improvement in lesion estimation algorithm based on multi-frequency trans-admittance data.

Key words : multi-frequency, TAS (trans-admittance scanner), conductivity, permittivity, lesion estimation algorithm

1. 서론

전기 임피던스 단층촬영 시스템(Electrical Impedance Tomography, EIT)과 같은 생체 임피던스 영상 시스템은 생체조직들의 서로 다른 도전율을 영상화한다. 그 응용 분야 중의 하나는 유방암의 진단이며, 이는 유방암 조직의 도전율이 정상 조직에 비하여 5-10배 크다는 실험적 결과를 기초로 하고 있다[1-3]. 유방암의 진단을 위한 EIT 시스템들이 개발되어 임상시험의 단계까지 진입하였으나 EIT 영상의 낮은 공간 해상도로 인하여 아직 임상적인 실용화의 단계에 도달하지 못하고 있다[4].

최근에는 공간 해상도가 낮은 단면영상인 EIT 영상을 이용하지 않고, 흉부 X-선 영상과 유사한 투영영상에 해당하는 전달 어드미

턴스 영상을 출력하고, 사용자의 시각적 판단에 의해 유방암의 유무를 진단하는 T-Scan이라는 시스템이 개발되었다[5]. 대규모의 임상시험을 거친 후에 T-Scan은, X-선 유방촬영술과 함께 사용함으로써 진단의 정확도를 개선하는 용도로 미국 FDA의 인증을 받았다[6].

한편, 이러한 T-Scan의 성능 개선을 위해서는 투영영상인 전달 어드미턴스 영상으로부터 유방암 조직을 검출할 수 있다는 사실에 대한 이론적인 분석이 필요하며, 이를 바탕으로 전달 어드미턴스 영상을 해석할 수 있는 도구의 개발이 필요하다. 최근에 Ammari 등[7]과 Seo 등[8]은 T-Scan의 수학적 모델을 개발하고, 이를 이용하여 유방암 조직의 위치 및 크기를 추정하는 알고리즘을 제안하였다[8]. Seo 등이 개발한 알고리즘의 검증을 위해서 Lee 등[9]과 Oh 등[10]은 각각 64-채널 및 256-채널 전달 어드미턴스 영상 시스템 (Trans-Admittance System, TAS)를 개발하였고, 배경과는 도전율이 다른 병소에 해당하는 물체가 없는 경우와 있는 경우에 각각 획득한 전달 어드미턴스 영상들의 차로부터 병소에

본 연구는 과학기술부/한국과학재단 우수연구센터육성사업의 지원으로 수행되었음 (R11-2002-103).

Corresponding Author : 우응제

경기도 용인시 기흥구 서천동 1 경희대학교 전자정보대학

Tel : +82-31-201-2538 / Fax : +82-31-201-2378

E-mail : ejwoo@khu.ac.kr

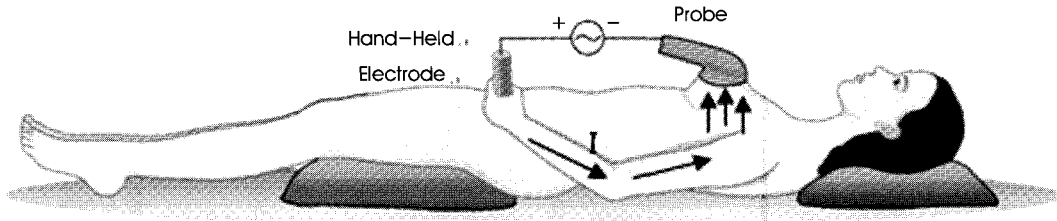


그림 1. TAS 시스템의 사용 예. 환자의 손에 위치한 기준전극을 이용하여 정전압을 인가하고, 가슴에 위치한 스캔 프로브의 전극들로 빠져 나오는 전류를 측정하여 프로브 아래의 전달 어드미턴스를 영상화한다.

Fig. 1. A subject under test using a TAS system. A constant voltage is applied between the hand-held electrode and the planar array of electrodes in the scan probe. Exit currents through the scan probe are measured to provide trans-admittance data.

해당하는 물체의 위치 및 크기를 검출하는 것이 가능함을 보였다. 그러나, 실제의 상황에서는 병소 즉 유방암 조직이 없는 경우의 전달 어드미턴스 영상이 존재하지 않으므로, 통계적인 방법에 의해 어느 정도 극복이 가능하다 하더라도 이러한 방법의 정확성과 실용성은 낮을 것으로 예상된다.

Seo 등[8]은 이러한 문제점을 극복하기 위해서 여러 개의 주파수에서 전달 어드미턴스 영상을 획득한 뒤, 유방암 조직의 도전을 및 유전율이 정상 조직과는 상이한 주파수 특성을 가지는 현상을 이용할 것을 제안하였다[2]. 이는 유방암 조직이 존재하기 이전의 영상을 필요로 하지 않으므로 TAS의 실용화에 크게 기여할 것으로 생각된다. 이러한 주파수-차 (frequency-difference) 영상법의 구현을 위해서는 다주파수 TAS 시스템의 개발이 필요하여 본 연구를 수행하였고, 본 논문에서는 개발된 다주파수 TAS 시스템에 대하여 기술한다.

새로 개발된 320-채널 다주파수 TAS 시스템에는 기존의 64-채널 및 256-채널 시스템이 가지는 기능 및 성능 상의 개선점을 반영하였다. 여기에는 스캔 프로브의 개선, 다주파수 기능의 구현, 시스템 보정(calibration) 방법의 개발 및 신호대잡음비(signal-to-

noise ratio, SNR)의 개선 등이 포함된다. 본 논문은 개발된 320-채널 다주파수 TAS 시스템의 설계 및 구현과 기초적인 성능평가 실험의 결과를 기술하고, 현재 적용이 가능한 다주파수 병소 추정 알고리즘을 적용한 결과를 설명한다. 이러한 결과의 분석으로부터 개선된 다주파수 병소 추정 알고리즘의 개발에 대한 필요성을 논 의한다.

II. 방법

그림 1은 유방암의 진단을 위해 사용되는 상황을 가정한 TAS 시스템의 사용 예를 보여주고 있다. 환자의 손에는 기준전극을 부착하고, 가슴에는 320개의 소형 전극들을 포함하는 스캔 프로브를 위치한다. 기준전극에는 특정 주파수의 정전압을 인가하고, 스캔 프로브에 설치된 320개의 전극들은 모두 회로의 기준 전위점에 연결한다. 기준전극에서부터 320개의 전극 각각으로는 전류가 흐르게 되고, 320개의 전극 각각에서 측정된 전류는 프로브 아래의 도전을 및 유전을 분포에 대한 정보를 제공한다. 본 논문에서 전달 어드미턴스 영상이란 320개의 전극 각각에서 측정된 전류의 실수부

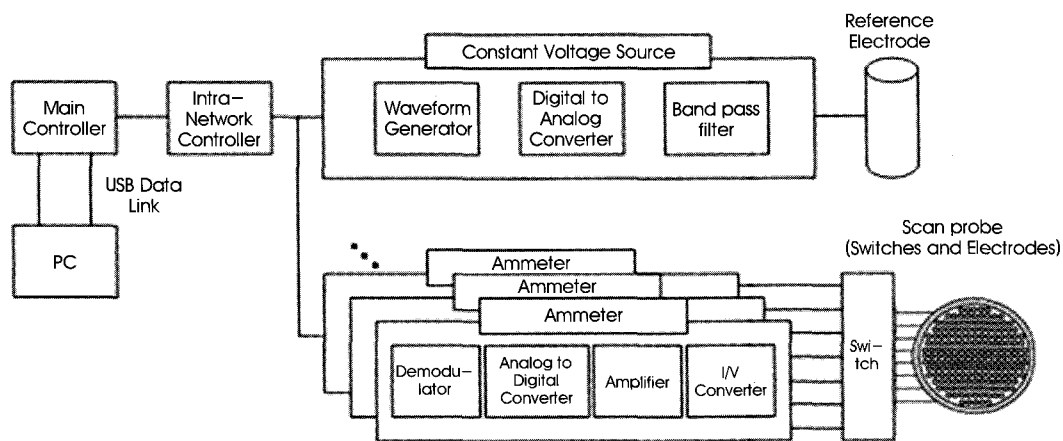


그림 2. TAS 시스템의 구성도.
Fig. 2. Block diagram of the developed TAS system.

및 허수부 또는 크기 영상을 의미한다.

A. 전체 시스템 구성

TAS 시스템의 구성은 그림 2와 같다. 먼저 PC는 개발된 소프트웨어를 통해 TAS 시스템을 제어하며, PC와 TAS 시스템 사이의 통신은 절연된 USB 통신방식을 사용한다. TAS 시스템의 내부에는 PC와 명령어 및 데이터 교환을 수행하는 주 제어기가 있으며, 정전압원 및 전류측정을 위한 모듈들과 주제어기 사이의 데이터 통신을 관장하는 내부 네트워크 제어기가 위치한다. 또한, 일정한 진폭과 특정 주파수의 전압을 발생시키기 위한 정전압 발생 모듈과 320개의 전극 각각으로부터 전류를 측정하기 위한 전류측정 모듈들이 포함된다. 정전압을 인가하기 위한 기준 전극은 단순한 원통형의 도체이나 320개의 전극을 포함하는 스캔 프로브는 내부에 스위칭 회로를 포함하고 있다.

B. TAS 시스템 소프트웨어

PC를 이용하여 TAS 시스템을 구동하고 전달 어드미턴스 영상을 출력하는 TAS 시스템 소프트웨어는 C++(Visual C++, Microsoft, 미국)를 이용하여 개발하였다. 이 소프트웨어는 배경과는 도전을 또는 유전율이 다른 병소의 위치 및 크기를 추정하는 알고리즘을 적용하여 병소에 해당하는 물체에 대한 정량적인 정보를 보여준다. TAS 시스템 소프트웨어는 사용상의 편의를 위해 개발자용 및 사용자용의 두 가지 형태로 개발하였다. 개발자용 프로그램의 경우에는 시스템 보정을 위한 데이터 획득, 시스템의 정기적인 보정에 편리하게 이용할 수 있도록 하였다. 인가 전압의 크기 조정, 시스템 전체의 증폭율 조정, 동작 주파수 설정 등 시스템 설정과 시험에 필요한 모든 기능을 포함하며, 결과 영상을 보여주고, 위치 및 크기 추정 알고리즘 적용 결과를 출력하는 기능을 가지고 있다. 사용자용 프로그램은 단순한 사용자 인터페이스를 가지며, 결과 영상과 알고리즘의 적용 결과를 보여주는 최소한의 기능만을 포함하였다.

C. 주 제어기와 USB 인터페이스

주 제어기는 PC로부터 명령을 받아 TAS 시스템을 제어하고, 320개의 전극 각각에서 측정된 전달 어드미턴스의 실수부 및 허수부 데이터를 PC로 전송한다. 또한 40MHz 메인 클럭 및 동기화 신호를 제공하여 시스템 전체가 동기화 될 수 있게 해준다. 주 제어기는 디지털신호처리기(TMS320LF2407A, Texas Instruments, USA)를 기반으로 제작하였다. USB 통신을 위해서는 별도의 USB 프로세서(C8051F320, Silicon Laboratory, USA)를 사용하였고, 디지털신호처리기와 USB 프로세서 사이의 통신은 CPLD(EPM3064, Altera, USA)를 사용하여 구현하였고, 모든 신호선은 신호절연소자(ADum1100UR, Analog Device, 미국)를 사용하여 전기적으로 절연하였다. 2Mbps의 속도를 가지는 USB 통신은 장시간의 반복 실험을 통해 0%에 가까운 데이터 손실율을 보였다.

D. 내부 네트워크 제어기

디지털 전원의 공급과 디지털 제어 신호들의 배선을 위해서 디지털 제어 보드를 제작하였다. 이 보드는 정전압원 및 전류측정 모듈들과 디지털신호처리기와와의 데이터 통신을 위해서 FPGA(EP1K50TC 144-3, Altera, USA) 기반의 내부 네트워크 제어기를 포함하고 있다. 내부 네트워크 제어기는 디지털신호처리기와 각 모듈 사이에서 10Mbps half duplex 직렬통신을 수행한다. 직렬 통신방식을 사용하여 많은 수의 디지털 배선을 제거하였고, 이를 통하여 아날로그 회로에 유입되는 간섭신호를 줄일 수 있도록 하였다.

E. 정 전압 발생부

인체에 일정한 크기의 전압을 인가하는 정전압 발생 모듈은 FPGA(EP1K50TC 144-3, Altera, USA)를 이용하여 구현한 디지털 정현파 발생기를 기반으로 한다. 디지털 정현파를 아날로그 신호로 변환하기 위해 16-bit DAC(AD768, Analog Devices, USA)를 사용하였고, 출력 전압의 크기를 가변하기 위해 8-bit

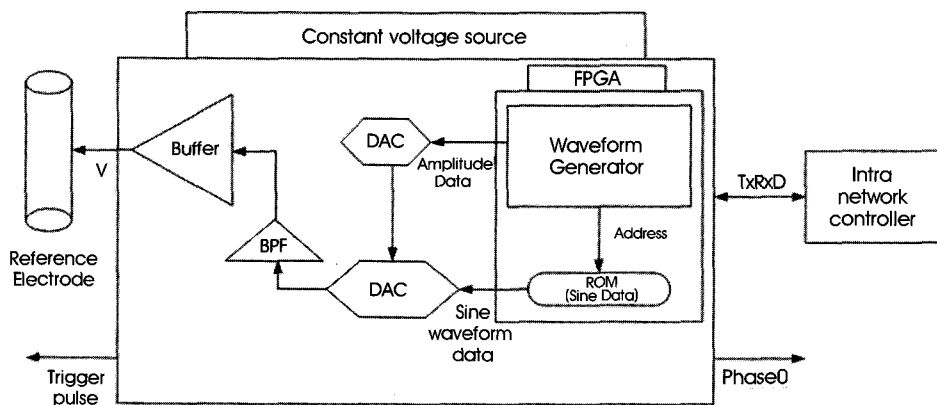


그림 3. 정전압 발생 모듈의 구성도.
Fig. 3. Block diagram of the constant voltage source.

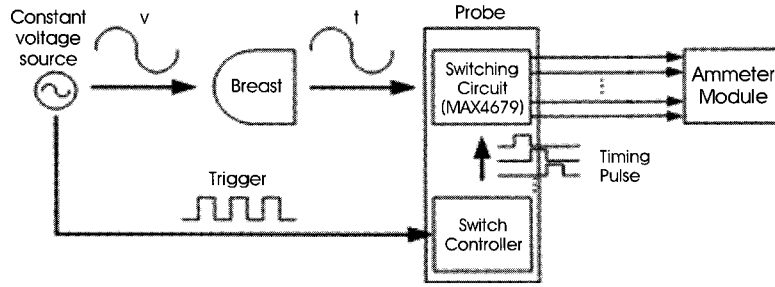


그림 4. 스캔 프로브 내의 스위칭 회로.
Fig. 4. Switching circuit inside scan probe.

DAC(AD7801, Analog Devices, USA)를 사용하였다. 최종단계는 버퍼 역할을 하는 연산증폭기(AD8039, Analog Devices, USA)를 설치하였다. 이렇게 생성된 정전압은 기준 전극을 통하여 측정 대상에게 인가된다. 그림 3은 정전압 발생 모듈의 구성도이다.

다주파수 TAS 시스템의 개발을 위해서 본 연구에서는 다주파수 정현파 발생을 다음과 같은 방법으로 구현하였다. 정전압 발생 모듈의 FPGA에 저장된 데이터는 정현파의 한 주기 내에서 1000개의 데이터를 16-bit의 해상도로 표본화한 것이다. 정현파 데이터는 전술한 16-bit DAC의 입력으로 들어가게 되고 40MHz 클럭을 4분주한 10MHz의 클럭에 의해 D/A 변환된다. 이렇게 100ns마다 한 개의 데이터를 순차적으로 출력하면 DAC의 출력 파형은 10KHz의 정현파가 된다. 이러한 10KHz의 기본 출력 파형을 바탕으로 정현파 데이터의 출력 순서와 D/A 변환 시간을 조절하는 두 가지 방법을 이용하여 다주파수의 정현파를 발생하였다.

첫 번째 방법은 10KHz보다 높은 주파수의 정현파를 만들기 위해 이용된다. 역시 100ns마다 한 개의 데이터를 출력하되 한 주기 내의 데이터 개수를 줄이는 방법이다. 예를 들어 최대 주파수인 500KHz는 1000개가 아닌 20개 만의 데이터를 이용한다. 두 번째 방법은 10KHz보다 낮은 주파수의 정현파를 출력하는 것이다. 이때에는 데이터의 출력 시간 간격을 늦춘다. 예를 들어 10Hz의 정현파를 얻고자 하는 경우에는 100ns 대신에 100us 마다 address

를 변경해 준다. 위의 두 가지 방법을 모두 사용하면 식 (1)과 같이 발생 정현파의 주파수를 9.765625Hz - 500KHz의 범위에서 설정하는 것이 가능하다. 여기에서 주파수 정보 X 및 Y는 주제어기로부터 전송되며, X는 데이터 출력 시간 간격을 정하고 Y는 한 주기 내의 사용 데이터의 개수를 결정한다.

$$f = \frac{10 \times Y}{X + 1} \text{ kHz} \quad (1)$$

그 밖에 전압 발생부가 가지는 중요한 기능은 스캔 프로브 내에서 스위칭 시간 간격을 조절하기 위한 트리거 신호를 만들어 주는 것이다. 또한 사용자의 목적에 맞게 스캔 프로브 내에 위치한 스위치의 on/off를 제어할 수 있어 사용자가 원하는 형태로 측정하고자 하는 전극의 위치와 수를 조절하게 하여 다양한 방식의 데이터 획득이 가능하게 한다.

F. 스캔 프로브

스캔 프로브에 설치한 320개의 전극들은 모두 접지 전위를 유지하며 각각의 전극으로 빠져 나오는 전류를 측정하게 된다. 그림 4는 스캔 프로브 내에 내장한 스위칭 회로의 구성도이다. 제작된 스캔 프로브는 전극보드, 스위칭 회로, 스위치 제어기로 이루어져 있다. 그림 5는 전극보드와 스위칭 회로 보드, 스위치 제어기, 그리고

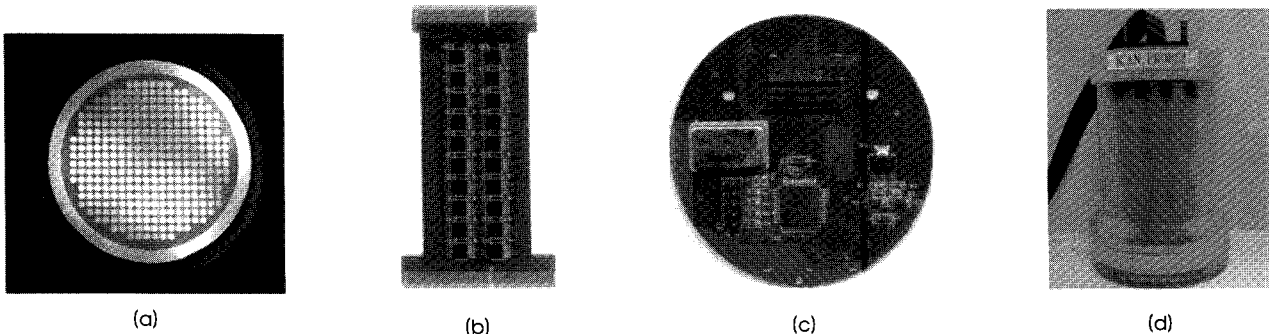


그림 5. 스캔 프로브: (a) 배열 전극보드 (b) 스위칭 회로 보드 (c)스위치 제어기 (d) 제작된 스캔 프로브.
Fig. 5. Scan probe: (a) Array electrode board (b) Switching circuit board (c) Switch controller (d) Assembled scan probe.

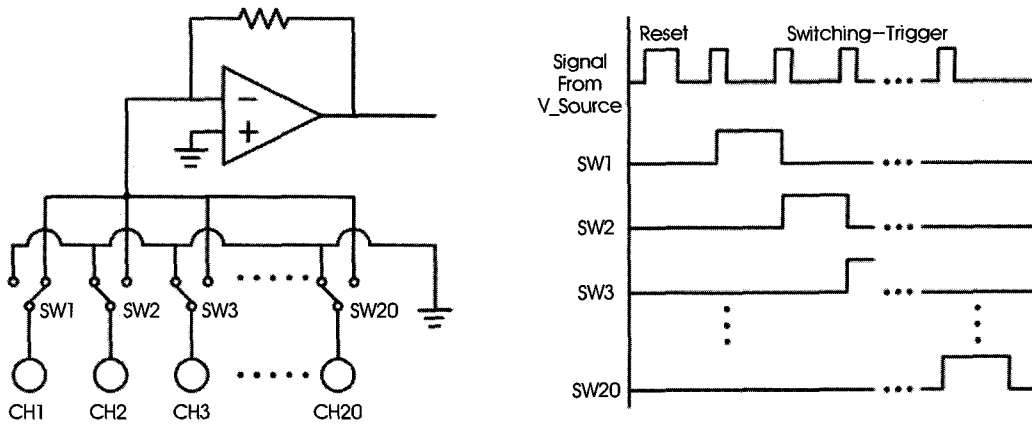


그림 6. 스위칭 회로의 개념도와 스위칭 타이밍도.
 Fig. 6. Diagram of switching circuit and switching timing.

제작된 전극 보드의 외형을 보여준다.

TAS의 공간 해상도는 전극보드 상의 전극의 수와 간격에 의존한다. 따라서 공간 해상도를 높이기 위해 전극의 수를 320개로 증가시켰으며 전극 사이의 간격을 2.54mm에서 0.5mm로 축소하였다. 또한 동일 공간에서 넓은 지역에 대한 많은 정보를 검출해 내기 위해서 정사각형 형태의 전극 배열을 원형의 형태로 변경하였다.

스위칭 회로는 각각의 전극을 통해서 빠져 나온 전류들이 순차적으로 측정될 수 있도록 해당 전류 측정부에 연결시켜 주는 역할을 한다. 하나의 전류 측정부는 20개 전극에서의 전류 측정을 담당하게 된다. 이를 위해서 CMOS 스위치(MAX4679, MAXIM, USA)를 사용하여 스위칭 회로를 설계하였다. 20개의 그룹화된 전극들은 순차적으로 전류 측정부에 스위칭 회로를 통해서 연결된다. 전류 측정부에 연결된 전극은 가상 접지를 유지하게 하고 나머지 19개의 전극은 스위칭 회로 내부에서 접지를 유지하게 된다.

CMOS스위치를 사용함으로써 기존에 릴레이 스위치(G6J, Omron, Japan)가 가지는 문제점을 해결하였다. 스위치 안정화 시간이 3ms에서 1us미만으로 짧아서 시스템의 스캔 시간을 단축시킬 수 있었고, 상대적으로 면적이 작은 CMOS스위치의 사용을 통해 스캔 프로브의 크기를 줄이는 효과를 부가적으로 얻을 수 있었다. 또한 하나의 스위치가 on되어 있는 동안 다른 스위치들은 자동으로 off를 유지할 수 있는 기능을 가지고 있어 설계 목적에 부합되었다. 스캔 프로브의 크기 축소를 위하여 스위칭 회로를 6층 PCB 기판 제작법을 사용하여 제작하였고, 디지털 제어 신호와 측정된 아날로그 신호선을 기판의 내부 층에 분리하여 위치시켜 디지털 제어선의 잡음에 의한 아날로그 측정 신호의 간섭을 최소화하였다.

스위칭 회로를 제어하기 위하여 스위치 제어기를 제작하였다. 스위치 제어기는 순차적으로 on/off 신호를 만들어 내어 그룹화된

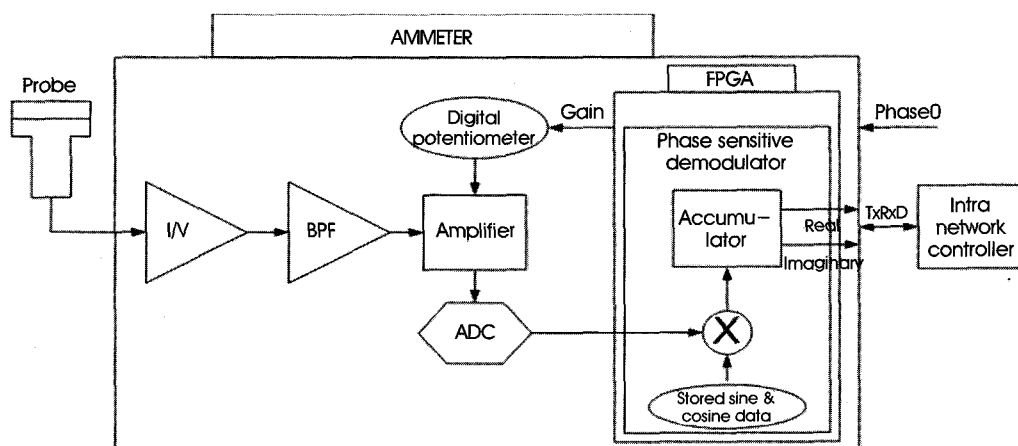


그림 7. 전류측정 모듈의 구조도.
 Fig. 7. Block diagram of the ammeter.

20개의 전극 채널이 순서대로 전류 측정부와 연결될 수 있도록 제어해준다. 그림 6은 스위칭 회로의 모식도와 스위칭 타이밍도이다. 정전압 발생부에서 만들어진 트리거 신호에 동기를 맞추어 CPLD(EPM3064A, Altera, USA)에서 20개의 스위치를 on/off 시킬 수 있는 신호를 발생시켜 준다.

G. 전류 측정부

본 연구에서 개발된 시스템에는 스캔 프로브 내의 320개 전극을 둘러싸고 있는 링전극에서 측정되는 전류값을 측정하기 위한 1개의 전류측정 모듈을 포함하여 총 17개의 전류측정 모듈이 존재한다. 전류측정 모듈은 가장 앞단에 전류의 값을 전압으로 바꾸어 주는 전류-전압 변환기(OPA602, Burr-Brown, USA)를 구현하였다[11]. 전압 출력은 대역통과 필터를 지나고 연산증폭기(AD8039, Analog Devices, USA)를 사용한 전압 증폭단을 지나게 된다[11]. 이 때의 증폭율은 두 개의 디지털 가변저항(DS1267, Dallas Semiconductor, USA)을 사용하여 조절할 수 있다. 디지털 가변저항은 FPGA(EP1K50TC 144-4, Altera, USA)를 통해 제어한다. 전압 증폭단을 지난 신호는 12-bit ADC(AD9235, Analog Devices, USA)에서 디지털 신호로 변환되며 FPGA에서 위상감응복조 후에 실수부(real)와 허수부(imaginary) 부분으로 나누어 지고 결과 값을 내부 네트워크 제어기를 지나 주 제어기 및 PC의 순으로 전해지게 된다. 그림 7은 전류측정 모듈의 구조도이다.

다주파수에서의 위상감응복조를 구현하기 위해 정전압 발생부와 마찬가지로 한 주기 내에 1000개의 정현파 데이터를 FPGA 내부의 ROM에 가지고 있다. 정전압 발생부의 파형 발생기에서 만들어진 동기화 신호인 phase0 신호를 받아 연산의 시작점을 맞추어 준다. 정전압 발생기에서 다주파수의 정현파 데이터가 만들어졌던 방식과 동일한 방식으로 위상감응복조기의 ROM에서의 복조를 위한 정현파 데이터가 만들어 지게 된다. 또한 위상감응복조를 여러 주기에 걸쳐 반복적으로 수행하는 신호평균법을 구현하여 SNR의 개선효과를 얻게 하였으며, 이때 데이터 획득 속도가 느려

지는 문제점으로 인해 평균의 횟수를 최대 64회로 제한하였다.

H. 직류 전원 공급부

본 시스템에서는 안정적인 전원 공급을 위해서 선형 직류 전원 공급 장치를 제작하였다. 공급되는 전원은 디지털 +3.3V와 아날로그 +5V, -5V이다. 의료기기안전을 고려하여 어스와 절연된 변압기를 사용하였으며 정전차폐와 자기차폐가 되도록 제작하였다. 또한 열에 의한 전원 상의 잡음과 비 정상적 동작을 막기 위해서 냉각 팬을 설치하였다.

I. 시스템 보정

본 연구에서는 채널내보정(intra-channel calibration)과 채널간보정(inter-channel calibration)을 이용하여 각 전류측정 모듈의 주파수별 특성의 차이와 각 모듈 사이의 특성의 차이를 모두 보정해 주었다. 채널내보정에서는 모든 사용 주파수에서 가변 가능한 모든 이득에 대해 동일한 값의 전류가 측정되도록 하였다. 제작된 저항 팬텀을 부하로 사용하고 각 주파수별, 이득별로 전류를 측정 한 후에, 이득이 증가함에 따라 주파수별로 가지는 이득의 차이를 알아낸다. 그리고 이 차이를 보정하기 위한 가중치 값들을 구한 후 실제 실험 시에 사용한 이득에 해당하는 주파수별 가중치 값을 곱하여 각각의 전류 측정부가 주파수에 따라 가지는 특성을 보상해 준다. 그림 8은 채널내보정에 대한 개념도이다. 왼쪽의 그림은 특정 전류측정 모듈에서 이득에 따라 주파수 별로 다른 측정값을 보임을 나타낸 것이고 오른쪽 그림은 가중치 값을 구하여 각 주파수 값에 곱해 주어 하나의 값을 만들어 주기 위한 과정이다.

각각의 전류측정 모듈들은 서로 다른 위상 및 진폭 특성을 가지므로 채널간보정이 필요하다. 그림 9는 채널간보정 방법을 나타낸다. 동일한 값을 가지는 저항들을 선택하여, 저항 팬텀에 실장 한 후 이를 통해서 측정된 전류의 실수부와 허수부를 구한다. 저항 팬텀 만을 이용하여 위상 감응 복조를 실시하였을 경우 커패시터 성분은 포함되지 않기 때문에 허수부의 값은 '0'을 가져야 한다. 하지만 시스템의 특성에 의해서 위상 오차가 발생한다. 측정된 실수부

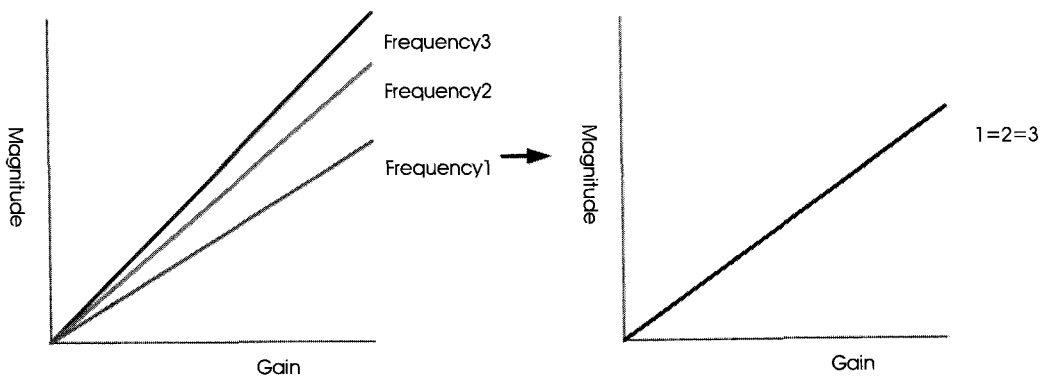


그림 8. 채널내보정.
Fig. 8. Intra-channel calibration.

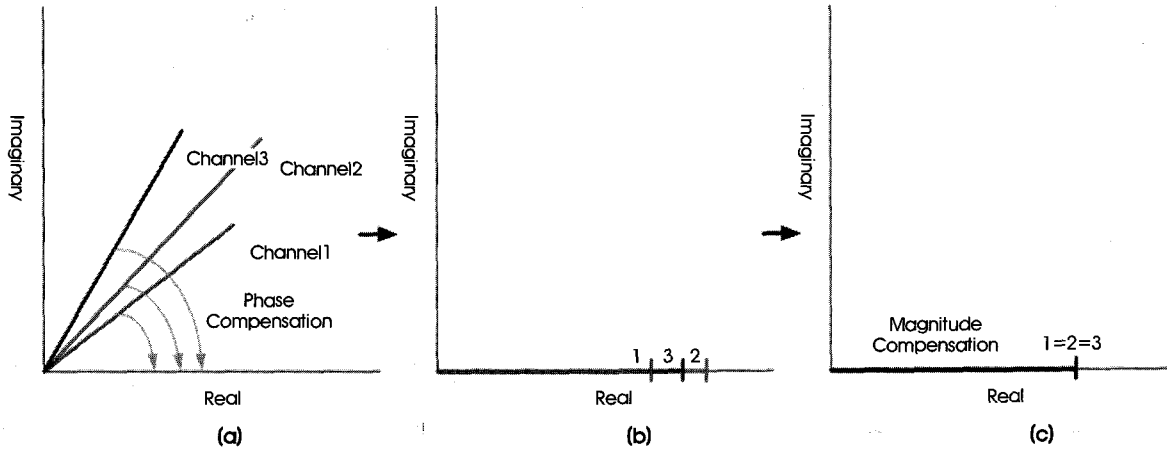


그림 9. 채널간보정.
Fig. 9. Inter-channel calibration.

와 허수부의 값을 이용하여 위상을 구하면, 이때의 값은 시스템의 채널별 특성에 의한 위상 오차 값이 된다. 그림 9의 (a)와 (b)에서와 같이 측정된 결과를 가지고 회전변환을 이용하여 허수부의 값을 0도로 만들어 주고 이때의 위상값을 저장한 후 실제 시스템에서의 데이터 획득시 위상 보정을 실시한다. 그림 9의 (c)와 같이 위상 보정 후에 크기에 대한 평균을 구하고 이를 이용하여 각 채널별로 가지는 크기에 대한 가중치의 값을 구하게 된다. 실제 시스템에서는 얻어진 데이터에 이 가중치를 곱해 줌으로써 각각의 전류 측정부에 대한 크기 보정을 해 주게 된다.

폭오차(amplitude stability error)와 고조파왜곡율(total harmonic distortion, THD)을 측정하였다. 먼저 진폭오차는 식(2)와 (3)을 사용하여 계산하였다. 식 (2)에서 X_k 는 한 주기 내에서 k번째 데이터 이고, n은 한 주기 동안 측정된 데이터의 수가 된다. 식 (3)에서 m은 측정된 전체 주기의 수가 된다. 10Hz부터 500KHz 사이의 10개의 주파수에서 진폭오차를 측정한 결과 모든 값들이 0.06% 이하였으며, 평균 약 0.032%를 나타내었다. THD는 정현파가 얼마나 왜곡되었는지를 알아보기 위한 지표로써 식 (4)를 이용하여 계산하였다. 식 (4)에서 D_k 는 각 주파수에서의 k번째 고조파 진폭의 해당 주파수성분의 진폭에 대한 비가 된다. 본 논문에서는 10번째 고조파까지를 THD의 계산에 포함하였다. 10Hz부터 500KHz 사이의 10개의 주파수에서 측정한 결과 THD이 0.0002% 미만이었으며, 평균값은 0.0000624%를 보였다.

III. 결과

A. 기본성능의 평가 실험

정전압 발생부와 전류 측정부 및 전체 시스템에 대한 기초적인 성능평가 실험을 진행하였다. 정전압 발생부의 경우 실제 정현파에 얼마나 가깝게 전압 파형을 만들어 내는지를 알아보기 위해 진

$$e_i = \sum_{k=in+1}^{(i+1)n} |X_k| \tag{2}$$

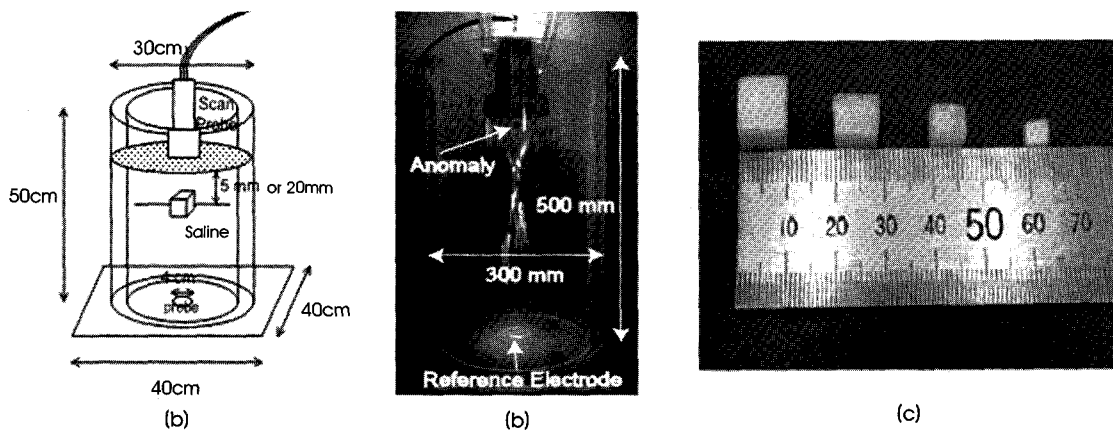


그림 10. (a) 전해질 용액 팬텀의 설계도, (b) 전해질 용액 팬텀, (c) TX151로 만들어진 정방형 물체.
Fig. 10. (a) Dimension of saline phantom, (b) Saline phantom, (b) Cubic anomalies made of TX 151.

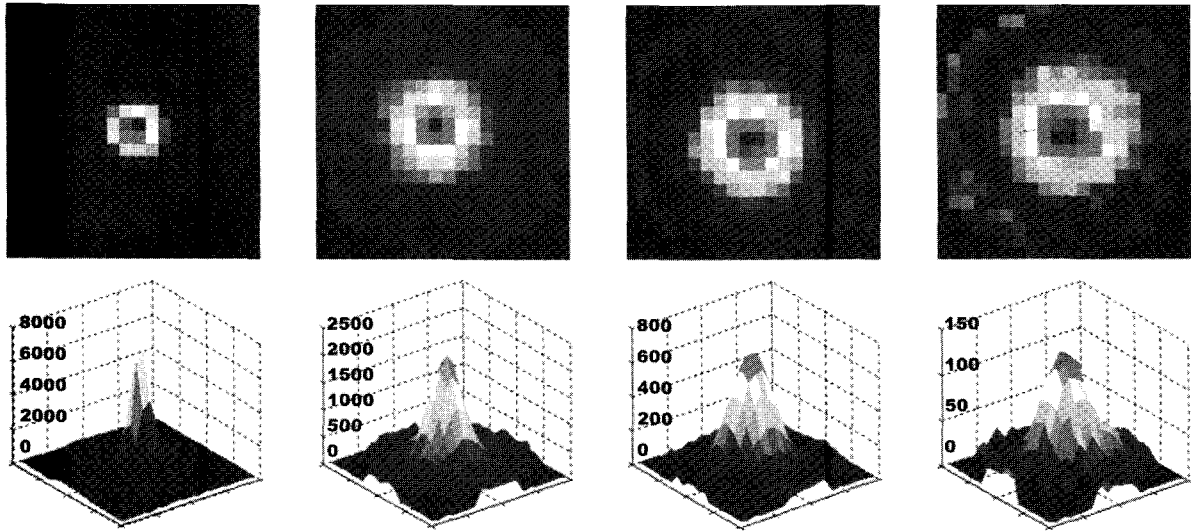


그림 11. 그림 10의 전해질 팬텀을 이용하여 한면이 8mm인 정방형 물체를 (a) 5, (b) 10, (c) 15, (d) 20mm의 깊이에서 측정하여 얻은 시간차에 따른 전달 어드미턴스 영상
 Fig. 11. Time-difference trans-admittance maps from the saline phantom in figure 4.5 with a cubic anomaly with 8mm side length at (a) 5, (b) 10, (c) 15 and (d) 20mm depth.

$$\text{Stability error} = \frac{\text{Max}(e_i) - \text{Min}(e_i)}{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m e_i} \times 100 \quad [\%] \quad (3)$$

$$\text{THD} = 100 \times \sqrt{D_2^2 + D_3^2 + D_4^2 + \dots + D_{10}^2} \quad [\%] \quad (4)$$

전류 측정부의 SNR은 1000번의 반복측정 후에 평균치를 표준 편차 나누어서 계산하였고 약 85 dB를 나타내었다. 시스템의 전압

잡음의 크기를 측정하였고, 이를 입력에서의 전류값으로 환산하여 최소 측정 전류값이 약 5nA임을 확인 하였다.

B. 전해질 용액 팬텀 실험

사람의 몸과 유사한 크기의 전해질 용액 팬텀을 제작하였다. 이 팬텀을 이용하여 내부는 0.12S/m의 전도도를 갖는 전해질 용액으로 채우고, 전해질 용액의 표면에 위치하고 있는 스캔 프로브로부터 크기 및 깊이가 다르고 전도도 1.2S/m를 갖는 정방형태의 물체

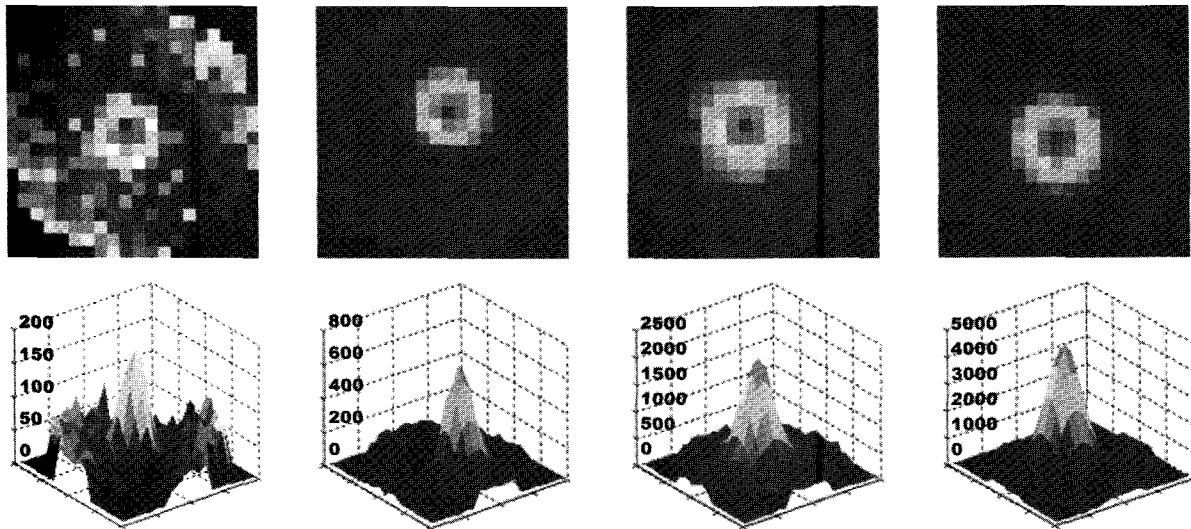


그림 12. 그림 12의 전해질 팬텀을 이용하여 10mm의 깊이에 위치한 정방형 물체를 한면이 각각(a) 4, (b) 6, (c) 8, (d) 10mm인 경우에 측정하여 얻은 시간차에 따른 전달 어드미턴스 영상

Fig. 12. Time-difference trans-admittance maps from the saline phantom in figure 4.5 with a cubic anomaly at 10mm depth with its side length of (a) 4, (b) 6, (c) 8 and (d) 10mm.

표 1. d와 |D|는 시간 차 실험에서 평가된 깊이와 크기이다. 숫자가 나타내는 의미는 10번의 반복 측정을 통해 얻어진 평균±표준편차이다. 실제 깊이와 크기는 각각 d* and |D|*로 나타내었다.

Table 1. Estimated depth d and size |D| from the time-difference tests. Numbers are mean ± standard deviation from ten repeated measurements. The true depth and size are denoted as d* and |D|*, respectively.

d*(mm)	D *(mm ³)	d(mm)	D (mm ³)
5	512	7.144 ± 0.013	488.038 ± 4.037
10	512	12.246 ± 0.388	489.340 ± 49.580
15	512	16.587 ± 0.621	466.8993 ± 47.872
20	512	21.278 ± 2.392	439.725 ± 159.788
10	64	8.233 ± 0.478	98.839 ± 29.043
10	216	10.438 ± 0.146	200.857 ± 10.720
10	1000	13.341 ± 0.749	860.553 ± 31.990

를 위치시키고 실험을 실시하였다. 실험에 사용된 정방형 물체는 TX151(Oil Center Research, USA)을 이용해 제작하였으며 한 면의 길이가 4mm - 10mm가 되도록 하였다. 그림 10은 전해질 용액 팬텀의 크기와 제작된 전해질 용액 팬텀의 모습, 그리고 TX 151 을 이용하여 다른 크기로 제작된 정방형 물체의 모습이다.

C. 시간 차에 따른 전달 어드미턴스 측정 결과

그림 11은 크기가 512mm³인 물체의 깊이를 달리하여 획득한 영상이다. 깊이가 깊어짐에 따라 왼쪽의 전류 스케일이 작아지고 깊이 들어 감에 따라 물체의 영상이 넓게 퍼져 보이는 것을 확인할 수 있다. 그림 12는 깊이 10mm에서 크기가 다른 물체를 위치시켜 획득한 영상이다. 이 때는 깊이 실험과는 달리 크기가 커짐에 따라 측정전류의 크기가 커지고 영상 자체는 넓게 퍼지지 않는 것을 볼 수 있다. 두 그림은 모두 50KHz의 주파수에 획득한 영상이다. 저항률이 다른 물체의 깊이와 크기는 이형 물체가 없는 경우 각 전극

에서 빠져 나오는 전류의 값과 평면 배열 전극 아래 다른 저항률 조직이 있을 때 각 전극으로부터 빠져 나오는 전류의 값을 측정함으로써 얻어질 수 있다[2]. 실험에서 측정된 데이터를 가지고 위의 방식으로 고안된 알고리즘에 적용한 결과는 표 1과 같다. 평균 오차는 각각 19.68%, 15.35%를 나타내었다.

D. 주파수 차에 따른 전달 어드미턴스 측정 결과

앞의 시간 차에 따른 전달 어드미턴스 결과 데이터를 얻기 위해서는 저항률이 다른 물체가 존재하지 않을 때 얻은 기준데이터가 필요하다. 그러나 많은 실제적인 임상 실험의 경우에 있어 이와 같은 기준영상을 얻는 것은 힘들다. 따라서 이러한 기준영상을 사용하지 않고 동일하게 저항률이 다른 물체를 검출할 수 있도록 주파수 차에 따른 전달 어드미턴스 측정 데이터를 이용하였다. 생체 조직의 임피던스는 주파수에 따라 서로 다른 변화양상을 보인다는 사실을 근거로, 서로 다른 주파수에서 얻은 전달 어드미턴스 데이

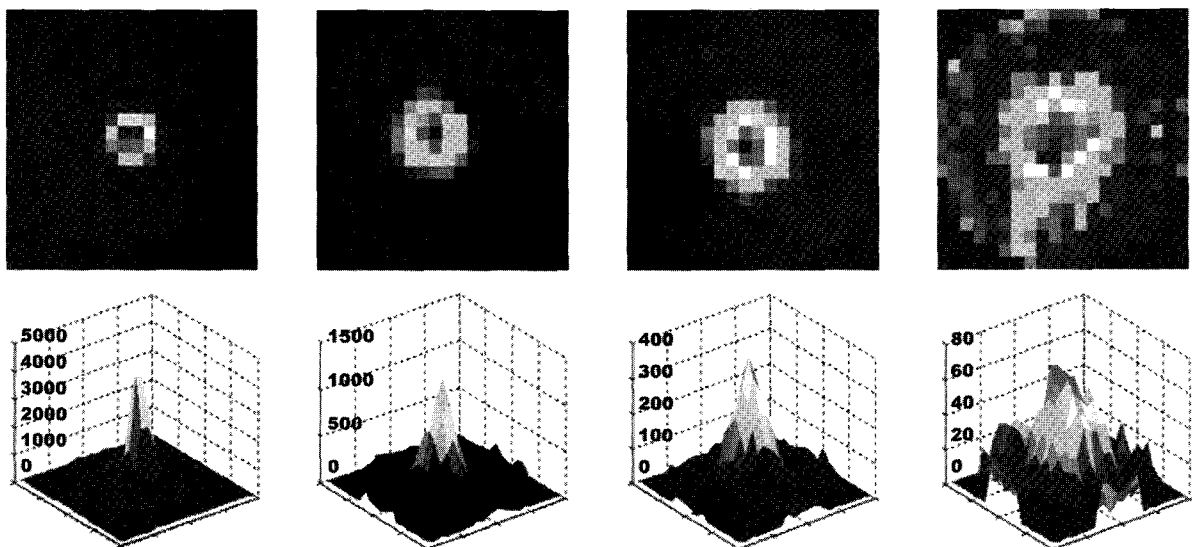


그림 13. 그림 12의 전해질 팬텀을 이용하여 한 면이 8mm인 정방형 물체를 (a) 5, (b) 10, (c) 15, (d) 20mm의 깊이에서 측정하여 얻은 주파수 차에 따른 전달 어드미턴스 영상

Fig. 13. Frequency-difference trans-admittance maps from the saline phantom in figure 4.5 with a cubic anomaly with 8mm side length at (a) 5, (b) 10, (c) 15 and (d) 20mm depth.

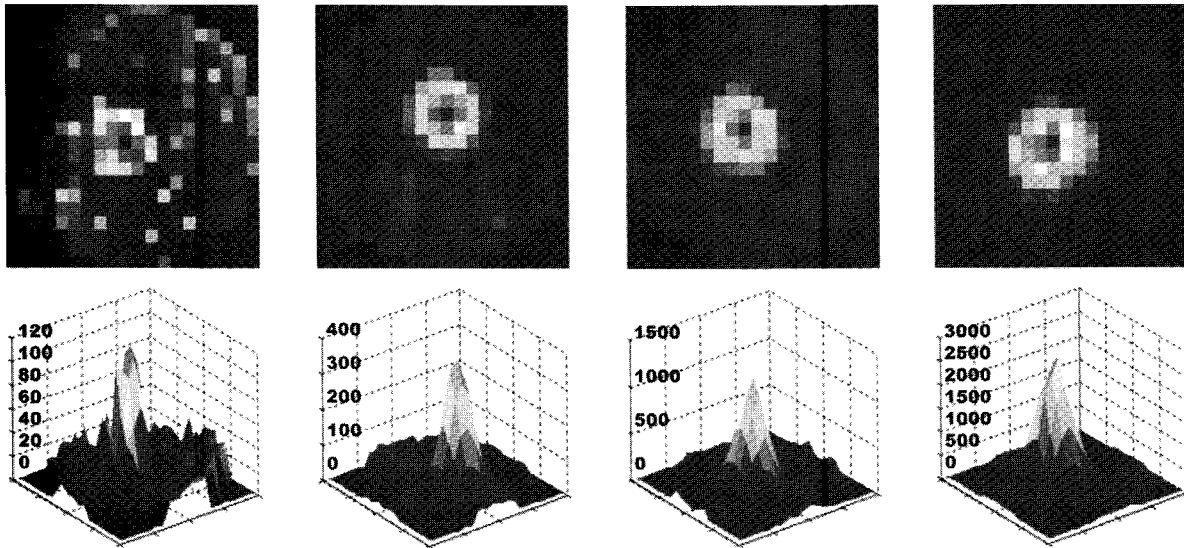


그림 14. 그림 12의 전해질 팬텀을 이용하여 10mm의 깊이에 위치한 정방형 물체를 한 면이 각각 (a) 4, (b) 6, (c) 8, (d) 10mm인 경우에 측정하여 얻은 주파수 차에 따른 전달 어드미턴스 영상

Fig. 14. Frequency-difference trans-admittance maps from the saline phantom in figure 4.5 with a cubic anomaly at 10mm depth with its side length of (a) 4, (b) 6, (c) 8 and (d) 10mm.

터를 통해 물체의 깊이 및 크기를 검출하는 실험을 수행하였다. 그림 13은 크기가 512mm³인 물체의 깊이를 달리하여 획득한 영상이고 그림 14는 깊이 10mm에서 크기가 다른 물체를 위치시켜 획득한 영상이다. 50KHz와 500KHz에서 획득한 데이터에 대한 차의 값이 사용되었다. 전체적으로 영상의 분석 결과는 앞의 시간차 영상 결과와 유사하였다. 앞서 제안된 알고리즘은 시간 차에 따른 전달 어드미턴스 측정 결과에 적용하게 고안된 알고리즘이나 주파수 차에 따른 전달 어드미턴스 측정 결과를 임의로 알고리즘에 적용해 보았다. 결과는 표 2 와 같다. 평균 오차율은 깊이에 대해서 19.60%, 크기에 대해 29.29%의 평균에러를 나타내었다. 시간차 영상에서의 경우와 비교할 때 크기에 대한 오차가 일정하지 않고 참값과 큰 오차를 갖는 것을 확인할 수 있었다.

IV. 결론 및 토의

본 연구에서는 유방암의 진단에 활용할 것을 목표로 320채널 다주파수 TAS 시스템을 개발하였다. 새로이 제작된 TAS에서는 전류 측정 채널 수의 증가를 통해 공간 해상도를 높일 수 있었다. 또한 10Hz에서 500KHz까지의 범위에서 가변이 가능한 다주파수 시스템을 구현하였다. 이를 통하여 주파수 차에 따른 전달 어드미턴스 데이터 측정을 가능하게 하여, 실제 유방암 검진 및 인체 실험에 있어서의 임상적 활용을 가능하게 하였다.

편리한 시스템의 운영 및 진단을 위해 스캔 프로브 상에서 6층 PCB기판을 제작, 활용하고 소형의 CMOS스위치로 교체하여 스캔 프로브의 무게와 크기를 축소하였다. 더불어 안정화 시간이 짧은 CMOS 스위치의 사용을 통해서 전체 스캔 시간을 단축 하였다.

표 2. d와 |D|는 주파수 차 실험에서 평가된 깊이와 크기이다. 숫자가 나타내는 의미는 10번의 반복 측정을 통해 얻어진 평균±표준편차이다. 실제 깊이와 크기는 각각 d* and |D|*로 나타내었다.

Table 2. Estimated depth d and size |D| from the frequency-difference tests. Numbers are mean ± standard deviation from ten repeated measurements. The true depth and size are denoted as d* and |D|*, respectively.

d*(mm)	D *(mm ³)	d(mm)	D (mm ³)
5	512	7.142±0.006	488.169±4.036
10	512	12.350±0.763	349.930±47.357
15	512	13.067±0.587	268.450±24.357
20	512	15.216±0.828	115.041±10.120
10	64	11.815±1.145	68.789±17.606
10	216	11.145±0.853	214.869±28.526
10	1000	10.448±0.228	650.59±88.263

디지털 제어 신호에 의한 간섭을 줄이기 위해서 제작된 모든 보드 상의 디지털 부분과 아날로그 부분을 분리하였으며, 새로운 형태의 저항 팬텀을 제작하여 시스템이 가지는 특성을 보정해 주었다. 이를 통해서 시스템의 SNR이 기존 시스템과 비교하여 약 5dB 정도 향상 되었으며, 알고리즘 적용 결과에 있어서도 평균 오차가 이 크기 추정 의 경우 약 5%, 깊이 추정 의 경우 약 10% 정도 감소시킬 수 있었다. 더불어 전해질 용액 팬텀에서의 보정 방식을 저항 팬텀을 이용한 방식으로 수정하여 보정을 위한 데이터 획득 시 전해질 용액 팬텀에 의한 특성이 반영되는 것을 방지하였다. 이를 통해 실제 시스템에 의한 특성만이 보상 될 수 있도록 하였고, 인체나 동물 실험에 있어서의 정확한 실험을 위한 기반을 확보하였다.

전해질 용액 팬텀 내에 TX151을 이용한 정방형 물체를 제작하고, 이의 깊이 및 크기를 변화 시키며 시간 차에 따른 전달 어드미턴스 데이터와 주파수 차에 따른 전달 어드미턴스 데이터를 획득하였다. 이 결과를 이용하여 각각의 영상 이미지를 얻을 수 있었으며, 위치 및 크기 추정을 위해 제안된 알고리즘을 적용하여 그 결과를 도출하였다. 그 결과 TAS 시스템에 대한 성능 및 가능성을 확인할 수 있었으며 제안된 알고리즘에 대한 정확성 여부를 판정할 수 있었다. 더욱이 기존의 영상 결과뿐만 아니라 압 조직에 대한 깊이 및 크기 추정을 가능하게 함으로써 관찰자가 유방암을 진단해 내는데 더 많은 도움을 줄 것이다.

앞으로 시스템 개발 측면에 있어서는 여러 개의 주파수의 전압 신호를 한꺼번에 인가하고 측정된 결과를 발생시킨 주파수 별로 위상감응복조를 실시하는 방법을 도입할 예정이다. 이를 통해서 저주파에서의 측정 시간을 단축시키는 시도를 할 것이다. 실험을 통한 시스템의 성능 검증 분야에 있어서는 향후 개선된 시스템을 통해서 전해질 용액 팬텀에서 실시할 수 있는 경우에 대한 많은 데이터를 수집해야 할 것이며, 반복 실험을 통해서 최대 측정 가능 깊이, 최소 측정 가능 크기, 최소 측정 가능 전도도의 차이를 구하는 등의 다양한 성능 평가 지표를 얻기 위한 노력들이 진행되어야 할 것이다. 더불어 하나의 정방형 물체가 아닌 여러 개의 이형 물체를 전해질 팬텀 내에 위치 시키고 결과 데이터를 얻기 위한 실험도 수반되어야 할 것이다. 기존에 전해질 용액 팬텀에서만 진행되었던 실험을 3차원 유방 형태의 팬텀을 제작하여 실험을 진행할 것이며 실험의 안정성이 확보된다는 전제 하에 실험의 적용 대상을 동물과 인체로 확대해 나가야 할 것이다. 또한 유방암 검진 이외의 다른 분야에서의 임상적 적용 가능분야를 모색해 보아야 할 것이다. 그

리고 현재 고안된 시간 차에 따른 전달 어드미턴스 데이터를 이용한 알고리즘을 보완하고 새로이 주파수 차에 따른 전달 어드미턴스 데이터를 이용한 알고리즘을 고안하여 실제 시스템에 적용해 보아야 할 것이다.

참고문헌

- [1] A. J. Surowiec, S. S. Stuchly, J. R. Barr, and A. Swarup, "Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 4, pp. 257-263, 1988.
- [2] J. Jossinet and M. Schmitt, "A review of parameters for the bioelectrical characterization of breast tissue," *Ann. New York Academy of Sci.*, vol. 873, pp. 30-41, 1999.
- [3] J. E. Silva, J. P. Marques, and J. Jossinet, "Classification of breast tissue by electrical impedance spectroscopy," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 38, pp. 26-30, 2000.
- [4] D. Holder, *Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications*, Bristol, UK, IOP Publishing, 2005.
- [5] M. Assenheimer, O. Laver-Moskovitz, D. Malonek, D. Manor, U. Nahliel, R. Nitzan, and A. Saad, "The T-Scan technology: electrical impedance as a diagnostic tool for breast cancer detection," *Physiol. Meas.*, vol. 22, pp. 1-8, 2001.
- [6] C. Perlet, M. Kessler, S. Lenington, H. Sittek, and M. Reiser, "Electrical impedance measurement of the breast: effect of hormonal changes associated with the menstrual cycle," *Eur. Radiol.*, vol. 10, pp. 1550-1554, 2000.
- [7] H. Ammari, O. Kwon, J. K. Seo and E. J. Woo, "T-Scan electrical impedance imaging system for anomaly detection," *SIAM J. Appl. Math.*, in press, 2004.
- [8] J. K. Seo, O. Kwon, H. Ammari, and E. J. Woo, "Mathematical framework and anomaly estimation algorithm for breast cancer detection: electrical impedance technique using TS2000 configuration," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, pp. 1898-1906, 2004.
- [9] J. W. Lee, T. I. Oh, J. S. Lee, E. J. Woo, J. K. Seo, and O. Kwon, "Development of trans-admittance scanner (TAS) for breast cancer detection," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 25, pp. 335-342, 2004.
- [10] T. I. Oh, K. S. Kim, J. S. Lee, E. J. Woo, C. J. Park, "256-Channel Trans-Admittance Scanner with Lesion Estimation Algorithm for Breast Cancer Detection," *Journal of Biomed. Eng. Research*, vol. 26, pp. 207-214, 2005.
- [11] S. Franco, *Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits*, 3rd. ed., McGraw-Hill, NY, USA, 2002.