

다주파수 임피던스 단층촬영 시스템

오동인, 조성필, 김상민, 구 환, 우응제

경희대학교 전자정보대학 동서의료공학과

(Received November 20, 2006. Accepted December 12, 2006)

Multi-Frequency Electrical Impedance Tomography System

Tong-In Oh, Seong-Phil Cho, Sang-Min Kim, Hwan Koo, Eung-Je Woo

Department of Biomedical Engineering
College of Electronics and Information, Kyung Hee University

Abstract

We have developed a multi-channel, multi-frequency EIT system with operating frequency of 10Hz to 500KHz. The number of digital voltmeters using phase-sensitive demodulation can be varied from 8 to 64 and we found that 16 and 32-channels are most practical. This paper describes the design, implementation, and construction of 16 and 32-channel systems. The performance of the system was thoroughly tested and we found that CMRR of the developed voltmeter is about 85dB with 100Ω unbalancing series resistor. The SNR is greater than 99.6dB and the output impedance of the constant current source is 1Ω W at least for all frequencies. Imaging experiments using a banana with frequency-dependent conductivity and permittivity show that frequency-difference imaging is possible using the developed system. Future works of animal and human experiments are discussed.

Key words : Multi-channel, multi-frequency, EIT(Electrical impedance tomography)

1. 서론

생체조직의 전기적 물성인 도전율과 유전율은 조직의 성분과 구조 및 상태에 대한 정보를 포함하고 있어서 이를 영상화하기 위한 노력이 여러 연구 그룹들을 통해 진행되고 있다. 임피던스 단층촬영 시스템(Electrical Impedance Tomography, EIT)은 인체 표면에 부착한 전극을 통해 전류를 주입하고, 이로 인해 유기되는 전압을 동시에 측정하여 인체내부의 복소 도전율(도전율 및 유전율) 분포를 영상으로 복원하는 시스템이다[1,2]. 그러나 이와 같은 EIT 시스템에서는 영상복원 문제의 비선형성과 측정된 전압이 가지는 내부의 도전율 변화에 대한 낮은 민감도 등으로 인해 매우 정밀하고 정확한 측정 시스템을 요구한다. 도전율 및 유전율은 생체 조직의 종류에 따라 다른 값을 가지며, 또한 측정 주파수에 따라 그 값들이 변화하는 양상이 다르다. 따라서 최근에는 여러 주파수에서 동작이 가능한 EIT 시스템의 개발이 요구되고 있다[1].

본 논문에서는 이러한 요구를 만족시키는 다주파수 임피던스 단

층촬영 시스템을 설계 및 제작하였다. 기존에 개발된 단일 주파수 임피던스 단층촬영 시스템을 기반으로 여러 주파수의 파형을 출력할 수 있는 다주파수 파형발생기를 구현하고, 출력 전류가 주파수에 따라 상이한 특성을 나타내지 않고 항상 부하에 대해 0.1% 오차 이내의 전류를 출력할 수 있는 정밀 정전류원을 설계하였다. 정전류원의 출력 임피던스는 시스템 전체의 성능에 큰 영향을 나타내기 때문에 별도의 정전류원 보정 방법을 개발하였다.

전압측정기의 성능을 높이기 위해 디지털 잡음의 유입을 차단하고, 높은 공통성분 제거비를 갖는 전압 증폭기를 설계하였다. 특히, 전극-피부 접촉 저항 및 커패시턴스로 인해 인체 실험 시 측정 전극에서 발생하는 직류 및 과도 성분을 제거하면서 신호를 1000배 이상 증폭할 수 있는 3단 증폭기와 필터를 설계 및 제작하였고, 다주파수 측정 데이터로부터 복소 도전율을 계산하는 위상감응 복조기를 구현하였다. 전압 측정용 모듈 내부에는 고주파의 과도성 잡음을 제거하는 필터와 이득을 자동으로 조정하는 제어기 이외에 측정 전압이 입력범위를 초과할 때 이를 경고해 주는 기능과 측정 전극의 접촉 저항을 표시하여 이것이 불량할 경우 경고해 주는 전극 접촉상태 모니터링 기능들을 추가하였다.

또한, 주기가 긴 저주파 동작 시에는 측정 시간이 길어지는 단점을 보완하고자 여러 개의 주파수 성분을 함께 출력하는 다중 주파

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

Corresponding Author : 우응제

경기도 용인시 기흥구 서전동 1 경희대학교 전자정보대학

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

E-mail : ejwoo@khu.ac.kr

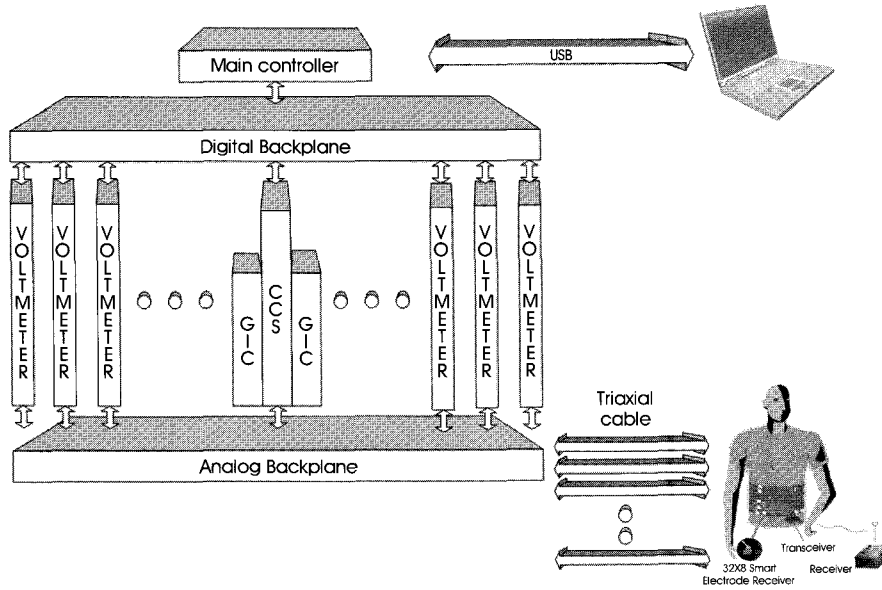


그림 1. 다중 주파수 임피던스 단층촬영 시스템의 구성도
 Fig. 1. Block diagram of a multi-frequency EIT system

수 출력모드를 새롭게 추가하고, 이 경우 획득되는 복소 도진율을 여러 주파수 성분들로 나누어 측정할 수 있도록 설계하였다.

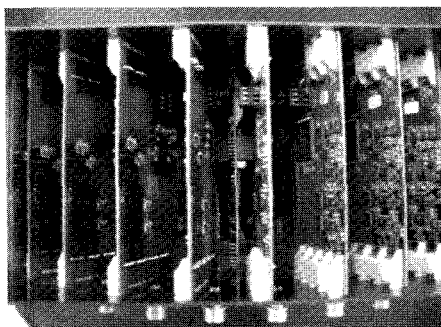
기존 단일 주파수 임피던스 단층촬영 시스템의 경우, RF통신 방식을 사용함으로써 시스템의 이동성에는 큰 장점을 가졌으나, 병원과 같은 실제적 환경 내에서는 2.4GHz 대역의 많은 통신 장비들을 사용함으로써 데이터의 전송률이 낮게 측정되었다[3]. 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템에서는 실시간 측정과 제어용 PC의 호환성을 높이기 위해 절연된 USB 통신방식으로 개선하고 PC로부터 유입되는 디지털 잡음을 제거하고자 전원을 분리하였다.

이와 같은 성능적인 개선 이외에도 전체적인 시스템의 구조를 변경하여 시스템의 구조적 안정도와 내구성을 높였으며, 본 논문에서는 이러한 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템의 구조와 구현 방법 및 성능시험 결과를 기술한다.

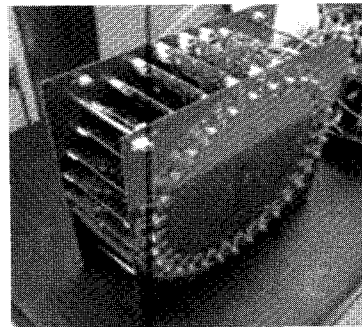
II. 방법

A. 시스템의 구조

제작된 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템의 전체 구성도는 그림 1과 같다. 시스템 내 최상층부에는 시스템을 통제하기 위한 DSP 컨트롤러 및 PC와의 통신을 담당하는 USB 컨트롤러가 주 제어부를 구성한다. 그리고 그 밑에는 각각의 기능 모듈들과 명령어 및 데이터 교환을 수행하는 디지털 통신모듈이 존재한다. 아날로그 스위치들을 사용하여 아날로그 신호들을 전송하는 아날로그 모듈과 디지털 통신 모듈의 사이에는 정전류원(Constant Current Source, CCS)과 그 보정회로인 GIC(Generalized Impedance Converter, GIC), 그리고 다수의 전압측정 모듈(voltmeter)이 위치한다.



(a)



(b)

그림 2. 32-채널 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템의 내부
 Fig. 2. Internal view of a 32-channel multi-frequency EIT system

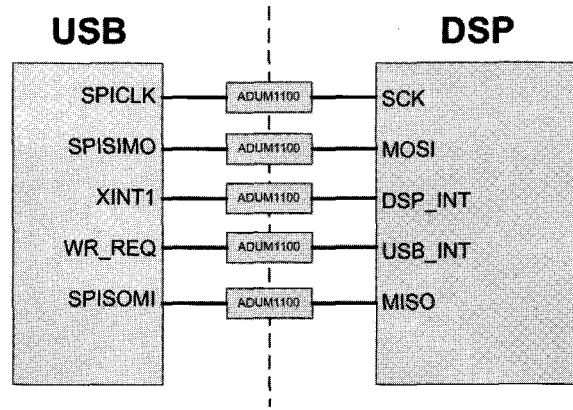


그림 3. 절연된 USB통신 인터페이스
Fig. 3. Isolated USB interface.

이와 같은 적층 구조를 통해 디지털 잡음이 아날로그 부분으로 유입되는 것을 최대한 방지하고, 전압 측정부를 방사형대로 구성하여 각 측정 채널로부터 전류주입 및 전압측정 시 가장 근접한 길이로 측정 전극과 연결되도록 구성하였다. 또한 인접 채널 사이의 신호 간섭을 최소화하고 채널 별 특성이 최대로 유사하도록 구현하였다. 그림 2는 제작된 32채널 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템의 구조를 보이고 있다.

그림 2에서 보는 바와 같이 이전 시스템의 갖고 있던 구조적 안정성을 개선하여 시스템의 내구적 안정도를 높였고, 32채널의 경우 시스템의 크기를 이전 동일 채널 시스템에 비해 44.6%정도 크기를 감소시킬 수 있었다[3].

B. 주제어부와 통신모듈

기존 시스템에서 주제어부인 DSP와 PC 사이는 1Mbps의 속도를 가지는 2.4GHz 대역의 RF 통신방식을 사용하였다[3]. 그러나

병원과 같은 사용환경에서는 이 대역을 사용하는 무선 기기들이 많이 존재하고, 전파 잡음과 복잡한 인터페이스가 시스템의 성능을 저하시키는 원인으로 작용하였다. 본 논문에서는 그림 3과 같이 기존의 RF 통신을 통신 속도가 빠르면서 일반적인 PC의 외부 인터페이스 규격으로 사용되는 USB로 교체하였다. 이는 최대 12Mbps의 전송속도를 보이며, 측정 데이터를 보다 빠르게 PC로 전송하여 실시간으로 측정 영상을 복원할 수 있도록 하였다. 또한, 직접 USB 선으로 연결됨으로 전송오류가 RF 통신에 비해 현격하게 개선되었다. 그러나 PC와 직접 연결된 선으로부터 PC의 디지털 잡음이 유입되고, 실험 대상의 전기적 안전에 문제가 발생하였다. 이를 해결하기 위해 그림 3에서와 같이 USB 컨트롤러(C8051F320, Silicon Laboratories, 미국)와 DSP 컨트롤러 사이에 고속 디지털 신호 절연기(ADum1100UR, Analog Device, 미국)를 사용하고, 복잡한 인터페이스와 프로토콜을 간단하게 변경하여 SPI 방식으로 통신하도록 구축하였다. 또한 PCB 상에서 컨

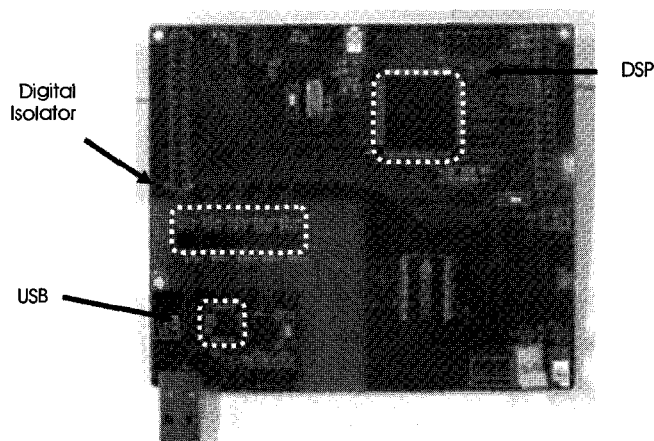


그림 4. 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템의 주제어기
Fig. 4. Main controller of the multi-frequency EIT system

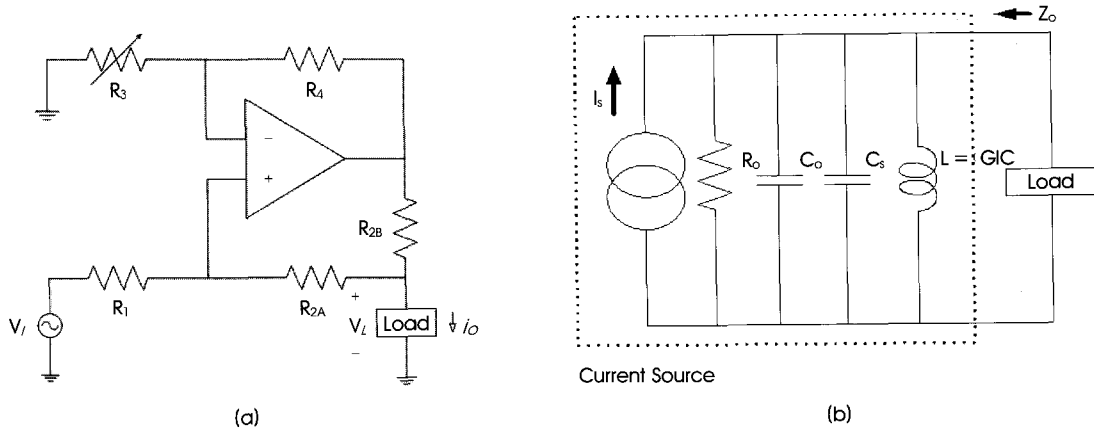


그림 5. (a) Howland 정전류원 회로 및 (b) GIC를 포함하는 등가회로
 Fig. 5. (a) Howland current source and (b) equivalent circuit with GIC

트롤러 사이의 공간을 확보하여 상호간에 간섭을 최소화하도록 하였다. 그 결과 SNR에서 약 10dB 정도의 향상을 확인할 수 있었고, 실험 대상을 전기적으로 안전하게 보호할 수 있었다. 그림 4는 새롭게 제작된 주제어기 보드이다.

C. 다주파수 정전류원

다주파수 임피던스 단층촬영 시스템에서는 왜곡이 작고 진폭이 안정된 전류를 출력하는 정전류원이 필요하다. 또한 여러 주파수의 전류를 출력할 수 있어야 하며, 그 정확도가 주파수에 따라 일정하여야 한다. 본 논문에서는 디지털 잡음이 아날로그 출력단으로 유입되는 것을 최소화하기 위해 정전류원의 디지털 제어부와 DSP 사이의 통신부분에 디지털 신호 절연기를 적용하여 잡음의 유입을 차단하고 정전류원에 별도의 아날로그 전원을 사용하였다.

또한, 여러 주파수의 전류를 출력하기 위해 기존의 파형발생기

를 수정하여 10Hz부터 500kHz까지의 전류를 출력할 수 있도록 하였다. 이는 FPGA 내부에 저장된 정현파 데이터를 출력하는 시간 간격과 출력 데이터 간격을 변화시켜 생성할 수 있었다. 이와 같이 생성된 다주파수 정현파 전압 파형은 그림 5(a)의 Howland 회로를 이용하여 전류파형으로 변환한다. 이 회로는 그림 5(b)에 보이는 정전류원으로 모델링할 수 있다. 전류 출력이 부하의 크기나 주파수에 관계없이 일정하게 출력되기 위해서는 정전류원의 출력 임피던스가 부하 임피던스에 비해 매우 커야 한다. 본 시스템에서는 인체의 최대 임피던스를 1KΩ으로 가정하고, 0.1% 오차의 정전류원을 구현하는 것을 목표로 하였다. 이를 위해서는 사용하는 모든 주파수 대역에서 정전류원의 출력 임피던스가 최소 1MΩ 이상을 유지하여야 한다. 그러나 주파수에 따라 전압-전류 변환기의 저항비가 변화하고, 그 출력의 커패시턴스 값이 변화함으로 이를 보정하기 위해 그림 5(a)와 같이 디지털 가변저항(DS1267-050,

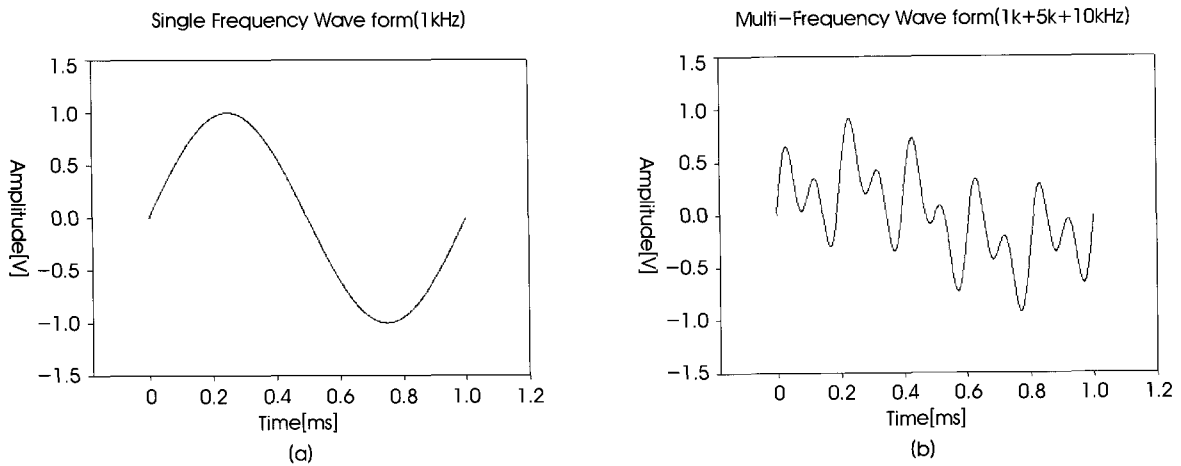


그림 6. (a) 단일주파수와 (b) 다중주파수 출력파형 비교
 Fig. 6. (a) Single and (b) multiple frequency current waveform

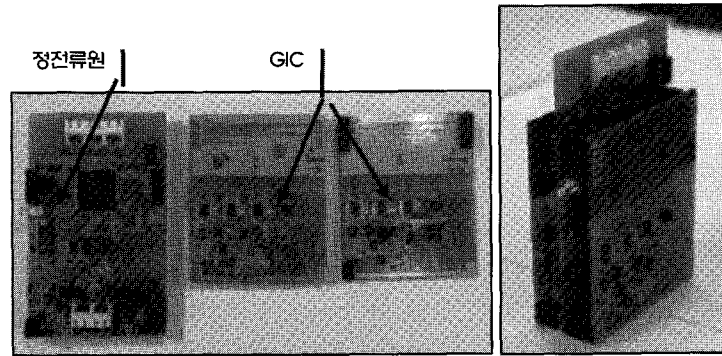


그림 7. 정전류원과 GIC
Fig. 7. Constant current source with GIC

Dallas 사, 미국)을 R_3 에 추가하여 저항비를 변화시키고, 그 출력단에 병렬로 GIC(General Impedance Converter)회로를 사용하여 LC 공진으로 커패시턴스 성분을 제거하였다[4,5]. 그러나 주파수에 따른 출력 커패시턴스의 변화범위가 커서 하나의 GIC 회로만으로는 모든 동작주파수 영역에서 $1M\Omega$ 이상을 유지하는 것이 불가능 하였다. 따라서 본 논문에서는 주파수 영역을 5KHz, 10KHz, 50KHz, 100KHz, 250KHz, 500KHz를 중심으로 6개의 구간으로 나누고, 6개의 GIC 회로를 병렬로 출력단에 연결하여 사용하는 주파수 범위 안에서 0.1% 오차를 갖는 정전류원을 제작할 수 있었다.

데이터 측정 시 측정 시간을 단축하기 위해서 세 개의 주파수 성분을 합성한 전류를 출력하고, 이를 이용하여 임피던스를 측정하도록 제작하였다. 그림 6(a)는 1KHz 단일 주파수 전류를 고정저항에 출력하여 얻은 전압파형이며, 그림 6(b)는 1, 5, 10KHz의 전류파형을 합성하여 출력한 전류를 이용하여 얻은 전압파형이다. 저주파에서 동작 시 이와 같은 방식을 사용하면 측정 시간을 1/3정도 단축시킬 수 있음을 확인하였다. 이 때 (10Hz, 50Hz, 100Hz), (1kHz, 5kHz, 10kHz), (50kHz, 250kHz, 500kHz)의 묶음으로 주파수 합성하도록 설계하였다.

인체나 전해질 용액 팬텀 실험의 경우 커패시터 부하와 시스템 자체의 지연 때문에 인가된 전류에 의해 유기되는 전압 측정 시 최

대 한 주기 이상의 위상차를 보일 수 있다. 따라서 전류 주입 시 바로 유기되는 전압을 측정하게 되면 위상지연이 많이 발생한 경우, 정확한 측정 데이터가 아닌 잘못된 부분을 측정하게 된다. 이와 같은 오류를 방지하기 위해 위상감응 복조기의 동작과 연결된 타이밍 신호를 전류가 출력된 후 두 주기 이후로 조정하였다. 완성된 정전류원은 그림 7과 같은 모습을 나타낸다. 주파수 범위에 따른 6개의 GIC채널과 정전류원 보드로 구성되어 있다.

D. 다주파수 전압측정기

다주파수 전압측정기는 그림 8과 같이 두 전극 사이의 차동 전압을 계측용 증폭기(Instrumentation Amplifier, IA)로 초단 증폭한 후, 필터링과 3단의 이득 가변 증폭을 수행한다. 증폭된 전압은 ADC에 의해 디지털 데이터로 변환되어 FPGA에 구현된 디지털 위상감응 복조기로 입력된다. 그 후 FPGA내의 위상감응 복조기는 주파수에 따라 입력 타이밍을 고려하여 데이터를 내부 누산기 레지스터에 저장한다. 이 때 설정된 데이터 평균 횟수에 의해 이를 반복 저장하고, 그 결과를 이용하여 내부에 저장된 파형 데이터와 함께 위상감응 복조를 수행하여 측정전압의 동상(in-phase)성분과 직교(quadrature)성분을 계산한다.

합성된 다중주파수 전류 파형 출력 시에는 누산기 레지스터 내에 저장된 전압 데이터를 이용하여 합성된 세 개의 주파수 각각에

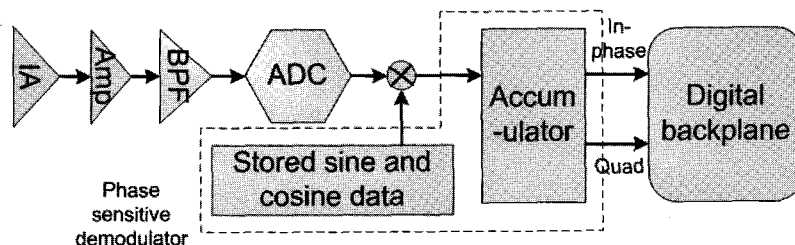


그림 8. 전압 측정기의 구성도
Fig. 8. Block diagram of voltmeter

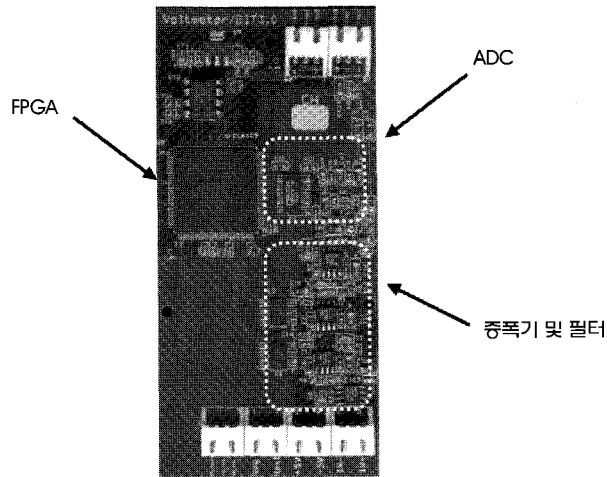


그림 9. 전압측정기
Fig. 9. Voltmeter

대해 위상감응 복조를 수행한다. 그 결과는 세 쌍의 동상성분과 직교성분이 되며, 이들은 동시에 디지털 통신모듈을 통과하여 PC로 전송된다.

전류에 의해 유기되는 전압은 측정 위치와 측정 대상에 따라 매우 넓은 범위를 나타낸다. 따라서 모든 전압측정기에 동일한 이득을 적용한다면 임의의 측정 채널에서는 포화상태가 발생하고, 또 다른 측정 채널에서는 측정 전압이 작아서 그 변화를 확인할 수 없는 경우가 발생한다. 따라서 하드웨어 내의 자원을 최대한으로 활용하면서 가능한 정밀한 측정을 수행하기 위해서는 전압측정 채널마다 별도의 이득을 설정하는 것이 필요하다. 이를 위해 최초 측정 시 각 채널의 이득을 최소로 하고, 측정 전압의 한 주기의 전력을 계산한다. 그리고 최대 입력 가능한 전력의 93%가 되도록 이득을 각 채널 별로 계산하여 조정한다.

또한, 입력의 과도적인 변화에 의해서 측정 전압이 ADC의 입력 범위를 넘어서는 경우가 발생할 수 있다. 이 때의 전압 측정결과는

많은 오차를 포함하므로 사용자에게 이를 알릴 필요가 있다. 전압 측정기에 사용한 ADC(AD9235, Analog Device 사, 미국) 내부에 있는 OTR 신호를 이용하는 경우에는 OTR 신호의 민감도가 높아서 짧은 폭의 고주파 잡음 등에 의해 OTR 신호가 발생하는 경우가 있다. 이런 오류를 개선하기 위해 본 논문에서는 FPGA 내부에서 ADC 데이터를 이용하여 입력 범위를 확인하는 방법을 사용하였다.

실제 ADC데이터를 이용하여 미리 설정해 둔 입력 범위 밖의 데이터가 연속해서 들어오게 되면 입력 범위가 넘었다는 것을 사용자에게 알려준다. 하지만 이 때, 잡음에 의해서 생길 수 있는 오류를 방지하기 위해 사용자가 입력 범위를 벗어난 것으로 판단하는 연속데이터의 개수를 명령어를 통해서 임의로 변경할 수 있도록 하였다.

전압 측정을 위해 아날로그 스위치에 의해 측정 전극을 변경하는 경우에, 전극의 접촉전위 및 접촉 임피던스에 의해 전압 측정부

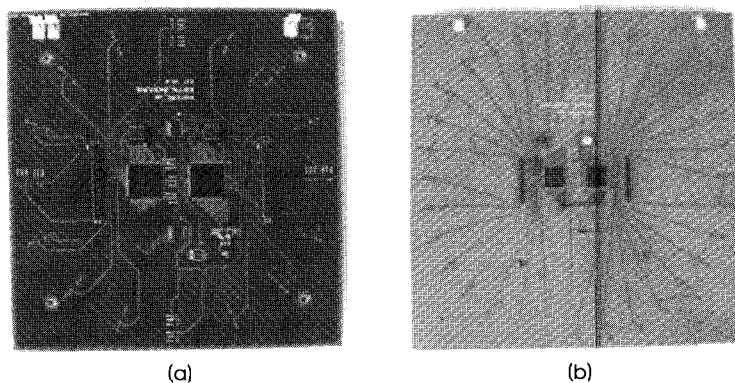


그림 10. (a) 16 및 (b) 32 채널용 디지털 통신 보드
Fig. 10. Intra network controller for (1) 16 and (b) 32-channel system

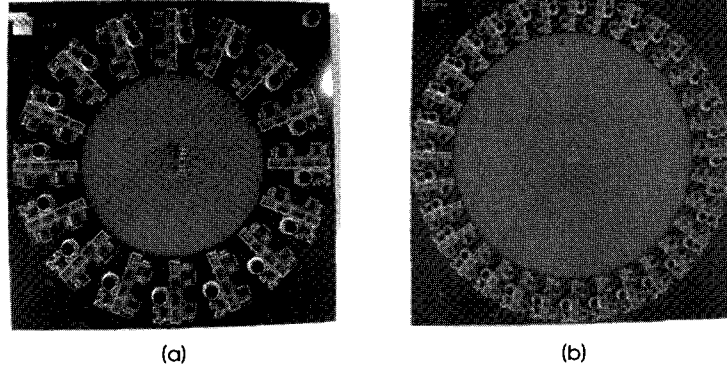


그림 11. (a) 16 및 (b) 32 채널용 아날로그 스위칭 보드
 Fig. 11. Analog backplane for (a) 16 and (b) 32-channel system

의 입력부에 느린 과도현상을 발생시킨다. 이 순간 측정전압은 유입되는 DC 성분이 더해져서 입력 범위를 초과하게 되고 이렇게 측정된 데이터는 올바른 신호의 값을 나타내지 못한다. 이 문제를 해결하기 위해 측정 전극 변경 시 발생하는 과도현상을 고려하여 전류 출력 타이밍의 지연을 만들고, 과도성분이 완전히 사라진 후 데이터를 획득하도록 타이밍을 조정하였다.

위에서 설명한 기능들 이외에도 FPGA내의 위상감응 복조기 안에는 추가적인 성능 개선을 위해 잡음 제거기(spike noise rejection)와 전극의 접촉 임피던스를 측정하여 전극의 부착상태를 확인하는 기능들이 추가되어 있다.

전압측정 부분 역시 아날로그 신호와 디지털 신호가 같은 PCB 내에 존재함으로써 발생하는 디지털 신호의 유입을 최소화 하기 위해 아날로그 부분과 디지털 부분을 분리시켰다[6]. 이와 같은 개선을 통하여 SNR의 향상을 경험할 수 있었다. 그림 9는 제작된 전압

측정기의 모습이다.

E. 디지털 통신 보드

디지털 통신 보드에는 intra network 컨트롤러가 FPGA 상에 구현되어 있다. 이는 주 제어부의 DSP 컨트롤러와 내부 기능모듈(정전류원용 및 전압측정기) 사이의 통신을 담당하며, 이를 중재하는 역할을 수행한다. Intra network 컨트롤러는 DSP 컨트롤러와 외부 메모리 인터페이스 방식으로 연결되어 명령어와 데이터를 병렬로 주고 받는다. 수신된 제어 명령어는 어드레스 버스를 디코딩하여 각 통신 모듈에 연결되는 기능모듈 중 원하는 모듈로만 데이터를 고속 직렬 전송한다. 그리고 각 기능모듈로부터 오는 데이터들을 intra network 컨트롤러가 중재하여 순차적으로 입력되도록 하고, 입력된 데이터는 FPGA의 내부에 구현한 RAM에 저장되어 DSP 컨트롤러로 빠르게 전송한다.

각 모듈과의 연결되는 선의 수를 최소로 하기 위해 half-duplex 방식의 고속 동기 시리얼 통신을 사용하여 FPGA와 각 모듈 사이의 연결을 1개의 선으로 감소시켰다. 동기식 직렬통신의 속도를 10Mbps로 구현하였고, 두 개의 FPGA 내부에 직렬통신 모듈을 17개로 하여 시스템 내의 다른 모듈들과의 통신을 각각 나누어서 병렬적으로 담당하게 하였다. 그림 10은 개발된 디지털 통신 보드이다.

F. 아날로그 스위칭 보드

본 논문에서 개발한 시스템은 하나의 정전류원을 이용하여 영상을 획득하는 구조이다. 따라서 시스템의 중심에 있는 하나의 정전류원을 가지고 선택된 2개의 전극 사이에 전류를 주입할 수 있어야 한다. 이를 위해 각 채널은 주 제어부의 스위칭 제어에 따라 전류를 주입하거나 전압을 측정할 수 있는 형태로 변경될 필요가 있다. 이 외에도 시스템의 동작 시 전극 접촉부에 축적된 전하를 제거하기 위해서 시스템 전체를 접지로 연결시키는 스위치가 필요하다. 그림 11은 완성된 16 및 32채널용 아날로그 스위칭 보드의 모습이다.



그림 12. 16채널 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템
 Fig. 12. 16-channel multi-frequency EIT system

III. 결 과

그림 12는 제작된 16채널 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템의 모습이다. 본 절에서는 16 및 32채널 시스템의 기초적인 성능검증 결과와 전해질 용액 팬텀을 이용하여 수행한 영상실험의 결과를 기술한다.

A. 다주파수 정전류원의 성능

다주파수 정전류원의 성능은 진폭 안정도 오차(stability error), THD(Total Harmonic Distortion), 그리고 출력 임피던스에 의해 평가하였다. 진폭 안정도 오차는 전류원의 크기가 얼마나 안정적인가를 판단하는 기준이며, 평균 0.032%로 측정되었다. THD는 전류의 파형이 왜곡이 없이 얼마나 순수한 파형인가를 나타내는 기준이다. 그 값은 평균 $0.624 \times 10^{-4}\%$ 으로 측정되었다. 따라서 다주파수 파형 발생기는 매우 안정적이면서 왜곡이 극히 적은 것을 알 수 있다.

다주파수 정전류원의 출력 임피던스는 단일 주파수일 경우와 다르게 고주파영역에서는 누설 캐패시턴스의 영향으로 낮은 출력 임피던스를 갖게 된다. 이를 방지하기 위해 주파수 구간에 따라 6개의 GIC회로를 적용하고 Howland 회로의 저항비를 정밀 조정한 결과, 출력 임피던스가 평균 3M Ω 을 나타냈으며, 최대 주파수인 500KHz에서도 최소 1M Ω 이상의 출력 임피던스를 가지는 것을 확인하였다.

B. 다주파수 전압 측정기의 성능

전압 측정기의 성능은 SNR(Signal-to-Noise Ratio)과 CMRR(Common Mode Rejection Ratio)로 판단 될 수 있다[2]. 한 시간 동안 데이터를 수집한 결과 SNR은 평균 99.6dB를 가지며, 48시간 동안의 SNR은 평균 76.8dB를 가진 것을 확인하였다. 장시간에 걸친 측정에서 발생하는 SNR의 열화는 시스템의 특성이 매우 느리게 변함을 나타내며 실제의 사용 상황에서는 문제가 되지 않는다.

계측용 증폭기의 한쪽 입력에 100 Ω 저항을 직렬로 추가하여 주파수 별로 CMRR를 측정하였다. 그 결과는 평균 85dB의 CMRR을 얻었다. 100 Ω 의 저항을 사용하여 비대칭 조건을 만들지 않는 경우에는 CMRR이 100dB 이상이였다.

C. 전해질 용액 팬텀 실험

다음은 polyacrylamide을 이용하여 전해질 팬텀을 제작한 후, 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템으로 팬텀 내부의 도전을 영상화하는 실험의 결과이다. 실험에 사용된 polyacrylamide는 0.017 S/m의 전해질 용액에 비해 8배 높은 0.133S/m의 도전을 갖는다. 용액 팬텀의 지름은 200mm이고, 물체의 지름은 30mm이다. 그림 13은 여러 주파수에서 시간차 영상을 획득한 모습이다. 이 때 시간차 영상이란, 물체가 있는 상태에서 얻은 데이터와 물체가 없는 상태에서 측정한 기준 데이터와의 차를 이용하여 영상복원을 수행한 것이다. 영상의 복원에는 Mueller 등이 제안한 민감도 행렬(sensitivity matrix)을 이용하는 차영상 복원 알고리즘을 사용하였다[7].

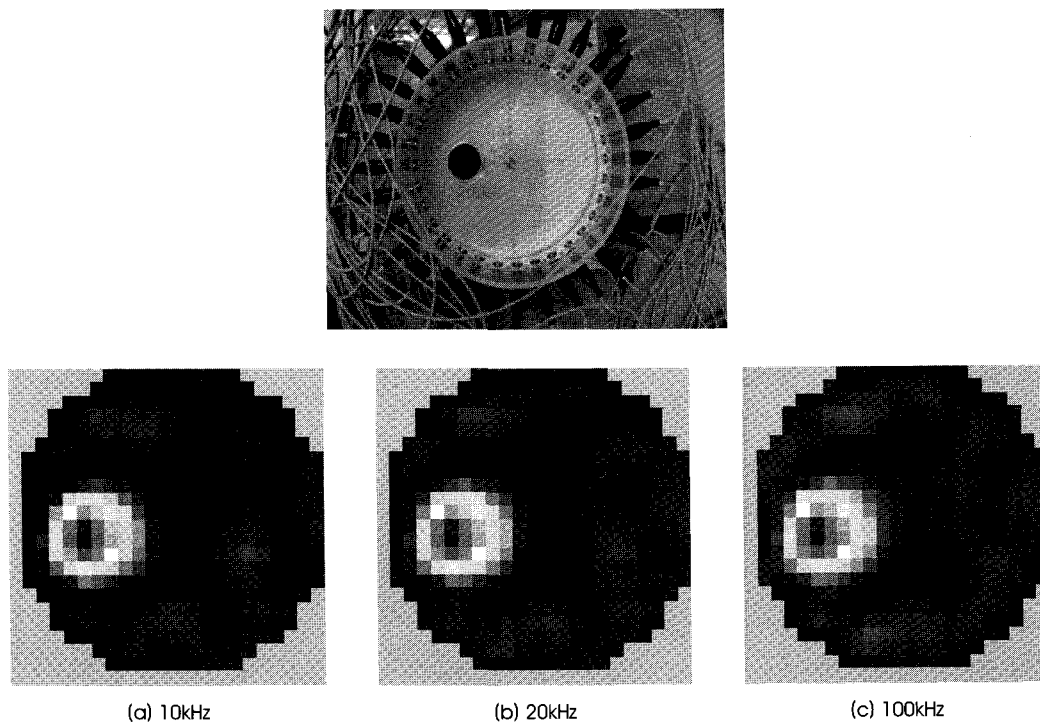


그림 13. Polyacrylamide 팬텀의 영상 실험
Fig. 13. Time-difference imaging experiments using a saline phantom

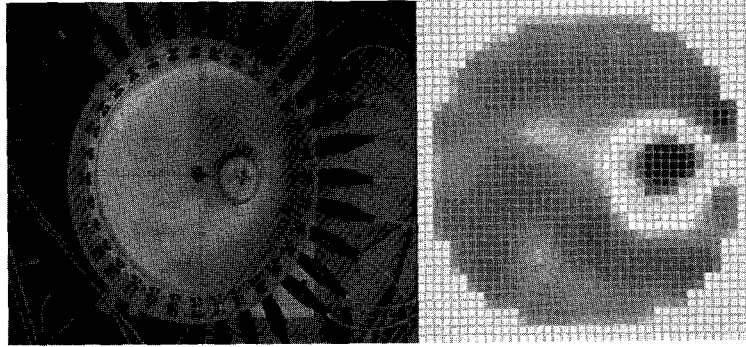


그림 14. 바나나를 이용한 주파수 차영상 (250kHz - 100Hz)
Fig. 14. Frequency-difference imaging experiment using a banana object

본 논문에서 개발한 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템을 이용하면 여러 주파수에서 얻어진 데이터를 이용하여 주파수차 영상을 복원할 수 있다. 영상복원 알고리즘은 시간차 영상의 복원에 사용한 것과 동일하다. 그림 14는 바나나를 이용하여 100Hz를 기준으로 250KHz와의 주파수차 영상을 복원한 모습이다. 바나나의 경우 주파수에 따른 도전율 및 유전율의 변화가 크기 때문에 주파수차 영상에서 물체를 확인할 수 있었다. 주파수차 영상 복원 시에는 물체가 없을 때의 기준 데이터를 사용하지 않으므로, 새로운 응용분야를 개척할 수 있을 것이다.

IV. 토의 및 결론

본 논문에서는 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템을 설계 및 제작하였고, 기존의 단일 주파수 임피던스 단층촬영 시스템이 갖고 있는 문제점을 파악하여 그 성능을 개선하기 위한 방안을 구현하였다. 개발된 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템에 포함된 각 모듈의 성능을 검증하였고 전해질 팬텀을 이용한 기초적인 영상 실험을 통해 그 성능을 확인하였다.

통상의 사용 조건에 해당하는 수 시간의 구간에서 SNR은 99dB로 이전의 시스템보다 약 10dB이상이 향상 되었으며, 다주파수 정전류원에 있어서도 주파수에 따라 매우 균일한 특성을 나타냄을 확인할 수 있었다. 특히, 다주파수를 사용함에 있어서 발생하는 주파수 별 출력 임피던스의 감소 현상은 주파수 범위에 따라 각각 별개의 GIC를 이용하여 출력 임피던스가 모든 주파수에서 1MΩ 이상을 유지하도록 하여 부하에 따라 출력 전류가 변하지 않는 안정적인 다주파수 정전류원을 개발하였다. 또한, 이전 시스템에서 발생하던 과도입력 문제와 스위칭에 따른 과도현상을 해결함으로써 안정된 측정 데이터를 획득할 수 있었다. 영상의 출력에 있어서

도 미리 측정 한 기준 데이터를 사용하지 않는 주파수차 영상법의 구현이 가능함을 실험적으로 확인할 수 있었다.

향후에는 측정 속도를 높여서 동화상 영상출력을 가능하게 하고, 시스템을 보다 효율적으로 제어하며 측정된 데이터 및 복원 영상을 다양한 방법으로 분석하는 소프트웨어 도구의 개발이 필요하다. 개발된 다주파수 임피던스 단층촬영 시스템을 사용하여 동물 및 인체실험을 수행중에 있으며 이러한 실험결과를 바탕으로 위장, 폐 및 뇌를 대상으로 한 새로운 기능 영상법을 연구할 계획이다.

참고문헌

- [1] D. Holder, ed., *Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications*, IOP Publishing, Bristol, UK, 2005.
- [2] K. Boone, D. Barber and B. H. Brown, "Imaging with electricity: report of the European concerted action on impedance tomography," *J. Med. Eng. Tech.*, vol. 21, pp. 201-232, 1997.
- [3] T. I. Oh, S. M. Beak, J. S. Lee, E. J. Woo and C. J. Park, "Development of prototype multi-channel digital EIT system with radially symmetric architecture," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 26, pp. 215-221, 2005.
- [4] S. Franco, *Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits*, 3rd. ed., McGraw-Hill, NY, 2002.
- [5] A. S. Ross, G. J. Saulnier, J. C. Newell, and D. Isaacson, "Current source design for electrical impedance tomography," *Physiol. Meas.*, vol. 24, pp. 509-516, 2003.
- [6] B. Baker, *Real Analog Solution for Digital Designers*, Newnes, Oxford, 2005.
- [7] J. L. Mueller, D. Isaacson and J. C. Newell, "A reconstruction algorithm for electrical impedance tomography data collected on rectangular electrode arrays," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, pp. 1379-1386, 1999.