

초음파 수술기의 기능향상화를 위한 임피던스 측정기 개발 및 에너지 제어 시스템 연구

김홍래¹ · 김성천¹ · 김태윤¹ · 김광기¹ · 김영우²

¹국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과

²국립암센터 이행성 임상 제1연구부 위암연구과

Impedance Analyzer Development and Energy Control System Research for Surgical Ultrasonic Cutter's Improvement

Hong Rae Kim¹, Sung Chun Kim¹, Tae Yun Kim¹, Kwang Gi Kim¹, Young Woo Kim²

¹Biomedical Engineering Branch, Division of Convergence Technology,
National Cancer Center, Goyang, Korea

²Center for Gastric Cancer, National Cancer Center, Goyang, Korea

= Abstract =

In this study, we propose a miniaturized impedance meter to effectively distinguish between vital organs during bio-impedance measurement. We also aimed to develop an efficient ultrasonic energy control system for each organ. To achieve this we developed an impedance analyzer using semiconductor devices. A number of experiments were conducted to evaluate the reliability and performance of the developed impedance analyzer. Using a pork sample, we made 10 measurements and performed a comparative analysis with a conventional impedance analyzer. The experimental results show that protein and skin share similar impedance characteristics, whereas the one for fat is distinctively different. We obtained a similar result using a conventional impedance analyzer, which verifies the performance of the developed analyzer. We expect that the accuracy and reliability of bio-impedance measurement can be greatly improved by integrating the developed analyzer into ultrasonic cutters.

Key words: Impedance, Ultrasonic, Surgical cutter, Piezoelectric effect, Transducer

서 론

생체 내 장기를 효과적으로 구분하기 위한 다양한 방법이 연구되어 오고 있다. 최근에는 이러한 방법들 가운데 임피던스

측정을 통해 구분해 내기 위한 노력이 활발하게 이루어지고 있다. 임피던스 측정방법을 인체에 적용한 사례는 체지방 측정이 가장 대표적이다 [1-5]. 주로 Bioelectric impedance analysis (BIA) 방법으로 측정이 이루어지게 되는데 이 방법은 피검자에게 부착한 심전도 측정용 ECG (Electrocardiogram) 전극에 임피던스 측정기를 연결하여 일정 크기의 전류를 흘려주고 전극간의 전압차를 측정하는 방법으로써, 측정된 전압차를 바탕으로 임피던스 지수(Impedance index)를 계산하여 평가하였다 [6, 7].

통신저자: 김광기, (410-769) 경기도 고양시 일산동구 일산로 323
국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과
Tel: 031-920-2241, Fax: 031-920-2006
E-mail: kimkg@ncc.re.kr

그러나 BIA 방법이 가지고 있는 근본적인 문제 중 하나는 인체 부위별 저항 값이 크게 다르다는 점이다. 몸통은 신체의 약 50%의 Lean body mass(LBM)을 차지하고 있음에도 전체 측정된 저항 값에 약 10%미만이 몸통 저항에 의하여 결정되었다 [8-10]. 복수가 찬 환자 군에서나 나이가 들어 사지의 근육이 수축하고 몸통이 비대해지는 경우에 LBM이 과소 측정되며, 사지에 축적되는 수분은 과대 측정되었다 [11]. 이러한 문제점을 해결하려는 노력의 일환으로 부위별 임피던스 측정법이 제안되었다 [12, 13]. 부위별 임피던스 법이란 팔, 몸통, 다리의 임피던스를 각각 측정하고, 체 성분 분석을 부위별로 계산한 후, 이를 합산하여 신체의 체 성분을 분석하는 방법이다. 또한 우리 몸의 임피던스는 인체 조직의 형태에 따라 다르기 때문에 동일하지가 않고 고주파 침투 깊이(Penetration depth)도 주파수(f)의 제곱근에 반비례하였다. 따라서 고주파 장비 설계 시에는 고주파가 인체에 조사가 되었을 때 주파수에 따라 어떤 형상이 변화하는가에 대한 정확한 분석이 요구되었다 [14-16].

최근에는 다양한 임상 분야에서 이러한 임피던스 측정법 기반 초음파 수술기의 응용연구가 점차 확대되고 있다. 그림 1은 상용화된 수술기의 한 예로 (a)는 Covidien 사의 전기수술기인 Ligasure, (b)는 Ethicon사의 초음파 수술기인 Harmonic scalpel제품이다 [17, 18]. 전기 수술기는 절단용 집게에서 전류에 의한 열이 발생하는 데 반해 초음파 수술기는 집게가 파지한 조직내부에서 주파수 진동에 의한 열이 발생하게 되었다.

수술용 초음파 수술기는 초음파 진동에서 생성된 에너지를 사용하여 전기 수술기 또는 레이저 수술기(Laser surgical apparatus)를 사용하는 것보다 상대적으로 낮은 온도(50~100°C)에서 동작하여 피부표면의 탄화현상이 적으며 이와 동시에 조직을 잘라 응고하는 능력이 특징이 있어 최근 초음

파 에너지를 이용한 수술 방법이 많이 활용되고 있는 추세이다.

또한 초음파 수술기는 전기 에너지를 초음파 진동 에너지로 변화시켜 수술용 가위처럼 부위를 간단하게 출혈 없이 절제가 가능하다. 그리고 55 KHz(1초당 5만5000번)까지 진동하는 초음파로 시술함으로 강력한 지혈 효과를 나타내고 조직의 손상과 부작용이 없다는 장점이 있다 [19].

그러나 기존의 초음파 수술기 들은 주로 단일 주파수로 조직을 절단, 응고시킬 뿐만 아니라, 조직의 시술상황에 따라 출력의 세기를 수동으로 조작하므로 시술이 불편하고, 시술시간이 길다는 문제점을 지니고 있다. 본 연구에서는 좀 더 신뢰성 있고 정확하며 편리하게 조직 특성 판별하기 위한 새로운 측정 기구와 이를 통한 조직 판별과 동시에 출력 에너지를 제어 할 수 있는 시스템 개발을 목표로 하였다 [20].

본 논문의 나머지 부분은 다음과 같이 구성되어 있다. 먼저 2장에서는 진동자에 의한 조직 온도상승과 생체 임피던스의 관계에 대한 기반 기술과 새로운 생체 임피던스 측정시스템 개발 및 평가에 대한 방법들을 기술하였다. 3장에서는 샘플조직 측정 데이터를 이용한 유효성 평가 결과를 기술하며, 마지막으로 4장에서는 결과에 대한 고찰 및 결론으로 논문을 마무리 하였다.

연구 방법

1. 초음파에 의한 진동자의 진동과 생체 임피던스

초음파 수술기는 역압전효과(reverse piezoelectric effect)를 응용한 초음파 진동기구의 일종이다. 역압전효과란 결정에 교류 전류를 통전시키면 결정이 압축과 팽창을 반복하여 기계적 진동이 일어나 초음파를 발생시키는 효과를 말하였다. 역압

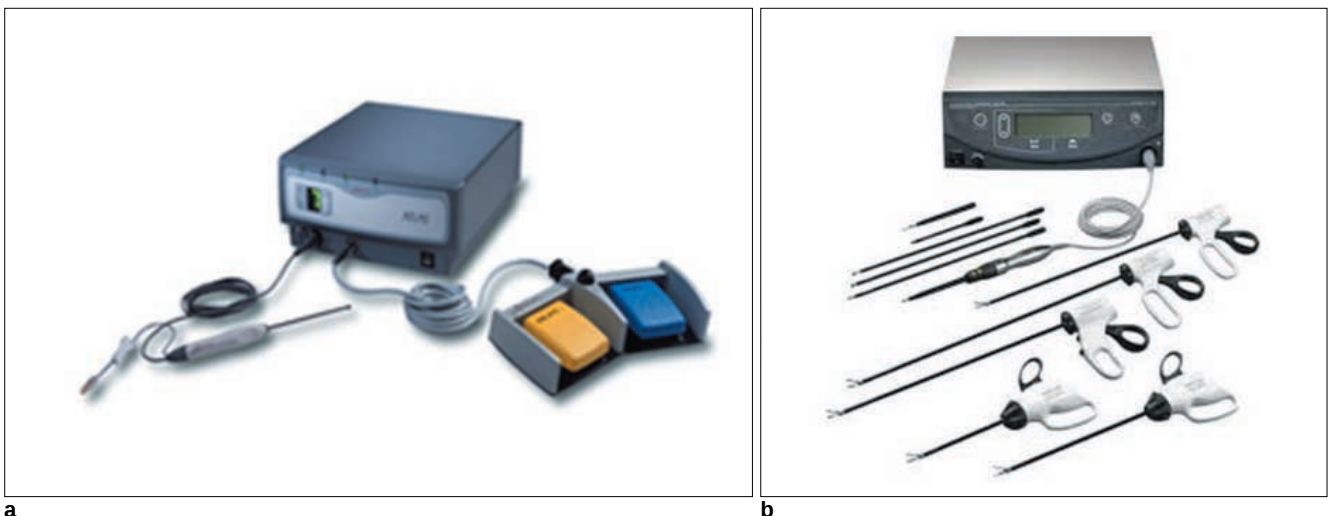


그림 1. 시제품 (a) 전기수술기(Ligasure, Covidien), (b) 초음파수술기(Harmonic scalpel, Ethicon).

전효과에 의해서 변환된 진동은 교류 전류의 주파수 신호에 영향을 받는다. 따라서 교류전류의 주파수가 곧 초음파 수술기의 혼(Horn)의 진동수가 된다. 주파수 신호는 식(1), (2)와 같이 표현할 수 있다.

$$f = \frac{1}{t} \quad (1)$$

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2)$$

주파수(f)는 주기(t)의 관계식으로 나타나게 되고 파장(λ)는 전파 속도(c)와 주파수(f)의 관계식으로 나타나게 된다. 이러한 주파수 법칙을 기초로 하여 변환기(진동자, Transducer)에서 변환한 진동에너지를 초음파 수술기의 혼으로 전달 시켜서 수술부위에 에너지를 전달하게 되었다. 그림 2는 압전효과와 역압전효과의 전압발생과 기계적 압력과의 물리적 메커니즘을 그림으로 표현한 것이다 [21].

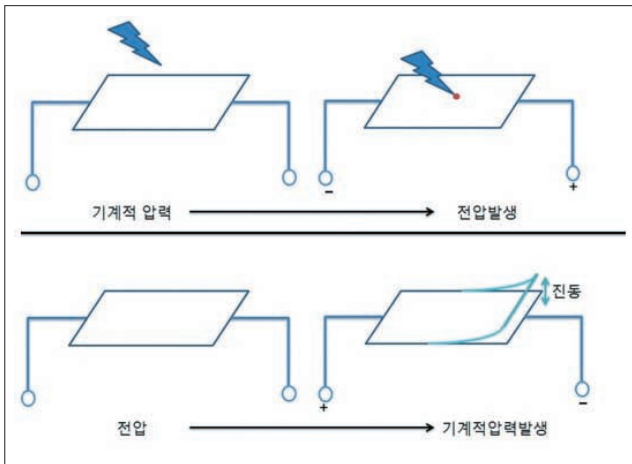


그림 2. 압전효과와 역압전효과의 물리적 메커니즘.

ΔT 진동자에 의해 전달된 에너지는 조직내에서 소밀파의 반복으로 분자의 진폭 전위가 일어나 분자의 요동과 마찰이 일어나 열에너지로 전환되었다. 주파수 에너지에 의한 조직의 온도 상승(ΔT)은 식(3)으로 정의 되었다.

$$\Delta T = \frac{\alpha_a I t}{\rho C_m} \quad (3)$$

조직 내의 온도상승(ΔT)은 흡수계수(α_a), 강도(I), 시간(t)와 조직의 밀도(ρ), 비열(C_m)사이의 반비례 관계가 나타난다. 여기에서 조직의 밀도는 조직의 임피던스와 밀접한 관계를 갖게 되며, 조직의 임피던스는 식(4)로 정의 되었다.

$$z = \rho \times c \quad (4)$$

조직의 임피던스(z)는 조직의 비중(10^{-5}g/cm^3 , ρ)와 매질의 전도속도(m/s, c)의 곱으로 나타난다. 결론적으로 조직 내의 온도 상승은 조직의 임피던스와 상관관계를 갖게 되었다.

이러한 특징을 나타내는 조직의 임피던스는 교류 전류의 주파수 별로 세포의 전기 투과 정도가 달라지는 특징이 있다. 이를 이용하면 신체를 구성하는 체액의 분포를 파악할 수 있다. 그림 3(a)는 인체의 생체 임피던스를 보기 쉽게 회로도로 표현한 것이다. 보통 5~200 kHz의 주파수가 많이 쓰이게 되는데 5 kHz의 전류는 세포막을 통과하지 않아 세포외액의 측정에 쓰이고 고주파수 영역인 100 kHz이상의 전류는 세포막을 통과해 TBW(Total body water)의 측정에 쓰이게 되었다(그림 3(b)). Single Frequency-BIA의 경우는 일반적으로 50 kHz의 주파수를 사용하므로 공식을 이용한 추정을 하게 되었다 [22].

본 연구에서는 이처럼 조직의 온도 상승은 조직의 임피던스

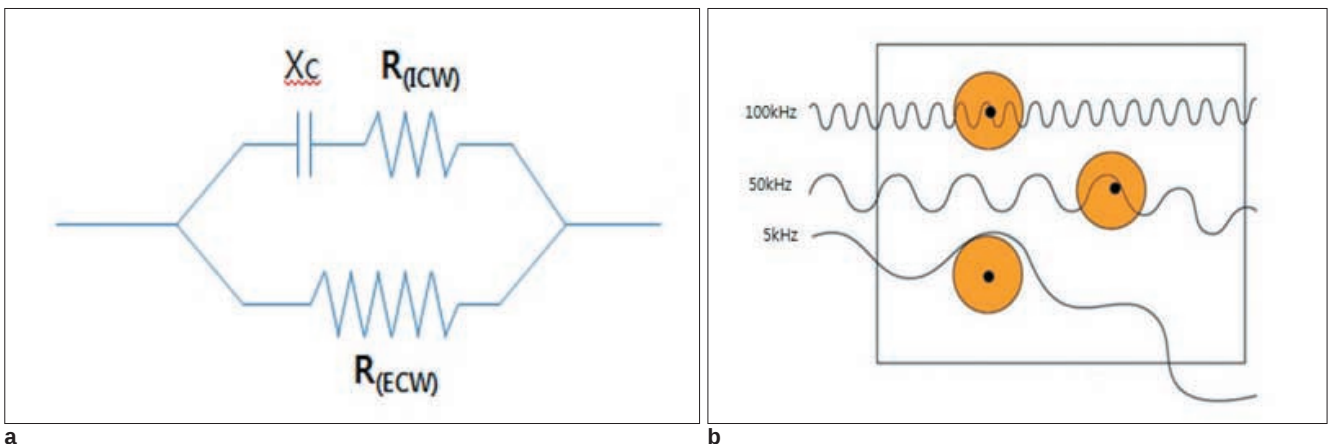


그림 3. 생체 임피던스: (a) 생체 임피던스 모델 회로도, (b) 주파수별 세포막 침투효과.

와 상관관계를 갖는 다는 점에서 각 장기 부위별 임피던스 값을 측정할 수 있는 새로운 측정 장비를 연구 및 개발 하였다. 특히 임피던스 측정 반도체 소자에 의한 회로 구성과 임베디드 프로그래밍에 의한 장비 개발을 통해 기존의 임피던스 측정기 보다 최소 침습기구를 사용하는데 적합한 용도로 구현하였다 [23, 24].

2. 생체 임피던스 측정기 설계 및 개발

본 연구에서 개발한 임피던스 측정 장치는 3V의 낮은 소비 전력과 12비트(bit)의 빠른 처리속도로 신속한 임피던스 측정이 가능하고 -40℃~125℃의 동작 환경으로 주변 온도에 영향을 거의 받지 않는 특징이 있다. 이로 인해 수술환경에 영향을 받지 않으며 신속 정확한 임피던스 측정 데이터를 전송하여 수술 상황에 맞는 초음파 수술기의 사용 에너지 신호를 제공할 수 있다. 다음 그림 4는 본 연구에서 개발한 임피던스 측정 장치의 처리 과정을 나타낸다.

생체 임피던스에 필요한 주파수 대역대의 신호를 입력 받아 주파수 신호의 Fast Fourier transform(FFT) 과정이 끝날

때까지 기다린다. FFT 과정이 끝나면 상태레지스터를 체크한 후 데이터 값이 있을 경우 다른 주파수 신호를 사용할지를 결정하였다. 필요로 하는 모든 주파수 대역을 모두 처리 하였다면 프로그램을 종료하였다.

본 연구에서 개발된 장비의 주요 회로 구성요소는 다음 표 1과 같다

먼저 가장 핵심적인 요소인 생체 임피던스 측정 반도체 소자는 AD5933을 이용하였다. 이 소자는 0.001~20 M Ω 의 측정범위와 1~400kHz의 구동 범위를 특성을 가지고 있어서 생체 임피던스 측정 범위를 모두 포함하므로 적합한 소자이다. 이 소자를 효율적으로 제어하기 위한 signal microcontroller로는 Texas instruments사의 MSP430를 이용하였는데 1.8~3.6V의 저전압에서 동작하며, 동작 시 330 μ A정도로 전류 소모가 적다는 특징이 있다. 또한 16 bit RISC 구조를 가지고 125 ns의 cycle time으로 동작하며 12 bit의 A/D converter 와 SCI, SPI, I2C 등의 통신 기능을 탑재하여 빠른 신호처리가 가능하다는 장점이 있다.

ADP3303은 Analog devices사의 고 정밀 선형 조정기 (Linear regulator) 로써, 노이즈가 적고, 매우 뛰어난 선형성을 가지고 있으며 회로에서 사용하는 3.3V의 전압을 200 mA까지 출력하도록 되어있다. ADR433은 Analog devices사의 기준전압으로서 매우 적은 노이즈와 고정밀, 그리고 온도변화에 강한 특성을 가지고 있으며, 3V 출력을 정확하게 내도록 되어 있고 오차는 ± 4 mV이다. 아날로그전압을 디지털신호로 변환함에 있어서 지표가 되는 전압으로 사용하였다. 이렇게 변환된 전압을 바탕으로 MAX232는 DSP에서 나오는 3.3V 레벨의 통신 신호를 12V 레벨의 신호로 변환시켜 장거리로 전송이 가능하도록 해준다. J1, J2에서 들어온 아날로그 신호를 AD5933에서 디지털 신호로 변환한 후, I2C 직렬통신을 이용하여 MSP430F1611 프로세서로 전송하도록 되어있다. 이 프

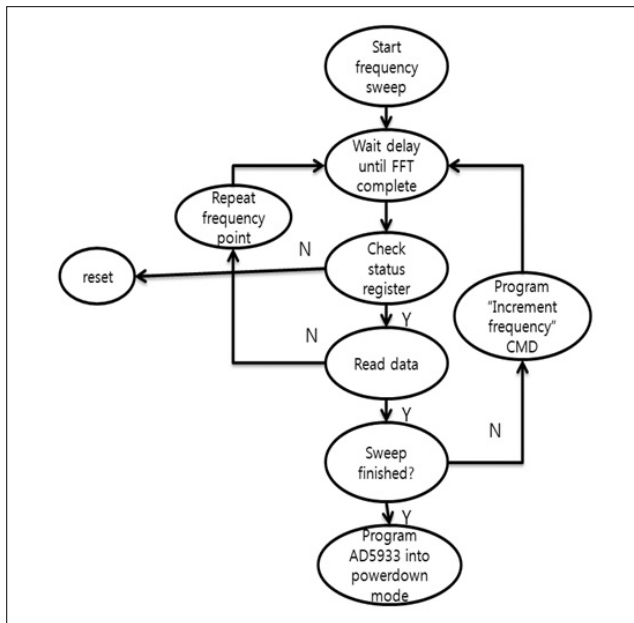


그림 4. 임피던스 측정 과정.

표 1. 개발장비의 주요 구성요소

구성요소	주요 사양
AD5933	측정범위: 1~400 kHz, 0.001~20 M Ω
MSP430	소모전력: 1.8~3.6 V, 330 μ A, 역할: 12 bit의 A/D Converter, 동작: 125 ns
ADP3303	출력: 3.3V, 200 mA
ADR433	출력: 3V (오차: ± 4 mV)
MAX232	입력: 3.3 V, 출력: 12 V

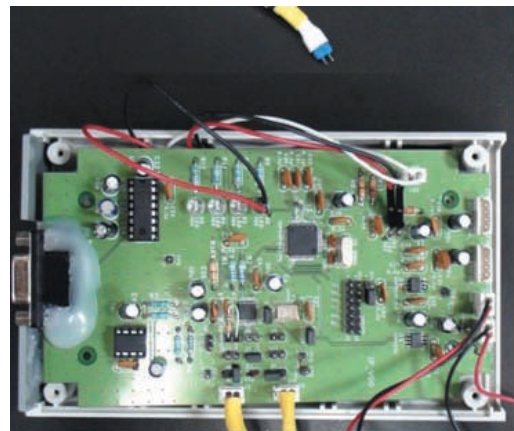


그림 5. AD5933을 기반으로 하는 개발 측정 시스템.

로세서는 UART(Universal asynchronous receiver/Transmitter) 기능을 사용하여 신호를 MAX232로 전송하고, MAX232는 12V 레벨의 신호로 변환 후 PC로 전송하도록 설계된 회로이다. 그림 5은 위의 설명으로 구성된 측정 시스템의 내부 모습을 나타낸다 [25-27].

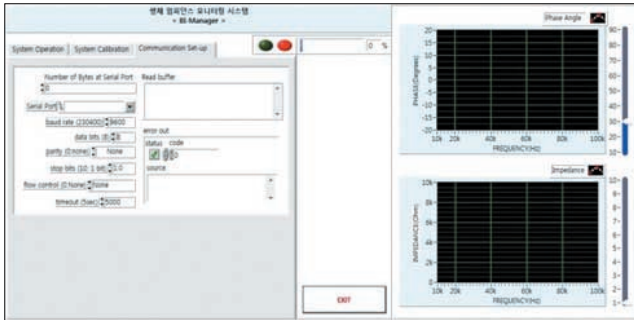


그림 6. 생체 임피던스 모니터링 소프트웨어 인터페이스.

3. 생체 임피던스 측정 실험

기본적으로 샘플의 측정값은 임피던스 측정회로의 연산방식에 의하여 자동으로 수행되며 임피던스의 특성에 따라서 PC화면 인터페이스를 통해 사용자가 보기 편하게 출력하도록 하였

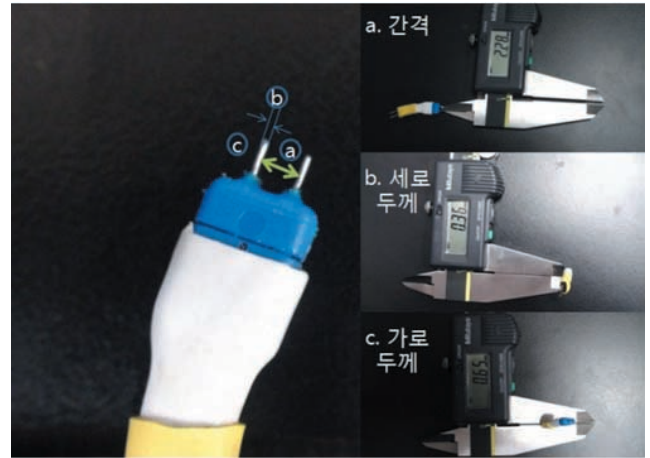


그림 7. 프루브 팁 간격 및 두께 측정의 모습.

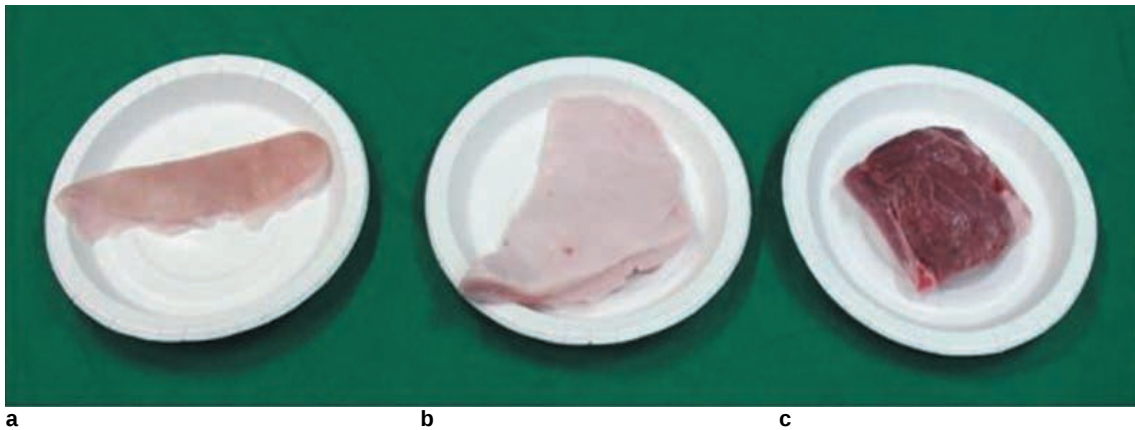


그림 8. 측정에 사용된 돼지고기 부위별 샘플: (a) 표피, (b) 지방, (c) 단백질.



a



b

그림 9. 임피던스 측정 장비: (a) LCR 측정장치 (b) 본 연구의 개발장치.

다. 측정된 데이터 값에 따라 임피던스 출력 범위를 사용자가 미세 조정을 할 수 있도록 하였다.

다음 그림 6은 개발 된 임피던스 측정기와 연동하여 측정결과를 실시간으로 모니터링 하기 위한 소프트웨어 인터페이스를 나타낸다. 우측 그래프 화면의 상단에는 임피던스 위상값을, 하단에는 임피던스 측정값을 각각 출력하게 되었다. 그림 7는 샘플 측정 프루브 팁(probe tip)의 간격과 가로 세로 두께를 측정한 그림이다.

개발된 측정 시스템의 신뢰성 평가를 위해 개발 측정 장비를 이용하여 돼지고기(단백질, 지방, 표피)의 각 부위별로 각 10회씩 임피던스를 반복 측정하였다. 측정에 사용된 부위별 돼지고기 샘플은 다음 그림 8와 같다.

또한 기존 장비인 LCR HiTESTER (이하 "LCR 측정장치"라 함)를 이용하여 동일한 샘플에 대한 측정을 수행하고 그 결과를 비교 평가 하였다 (그림 9(a)).

그림 10은 두 장비의 프루브 팁을 임피던스 측정을 위해 샘플에 접촉시킨 모습이다. 본 연구에서 개발한 프루브 팁은 기

존 장비와는 달리 초음파 수술기의 집게 부분과 연동을 용이하게 하기 위하여 바늘 모양의 팁을 선정하여 제작하였다.

실험 결과 및 토의

그림 11는 LCR 측정장치와 AD5933기반 개발장치의 샘플의 10회 측정 데이터를 각 부위별 평균값을 구해 평균값을 그래프로 나타낸 것으로 (a)는 표피, (b)는 지방, (c)는 단백질로 구분하여 각각 표기 하였다.

LCR 측정장치를 이용한 측정 결과의 경우, 단백질과 지방, 표피와 지방 간의 구분은 유의한 측정 범위가 관찰 되었다. 그

표 2. 기준 생체 임피던스 측정 결과

측정 부위	임피던스값
근육(단백질)	110
심장(단백질)	132
표피	289
지방	2180

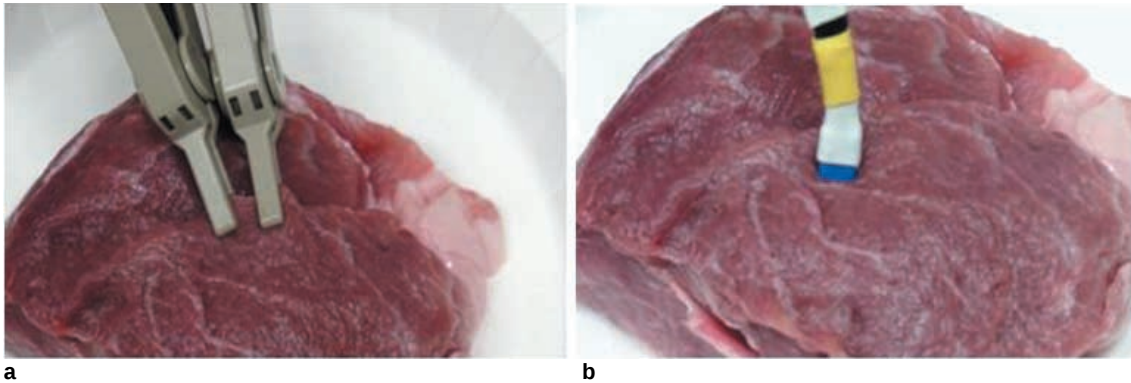


그림 10. 프루브 접촉방식의 비교: (a) LCR 측정장치 (b) 본 연구의 개발장치.

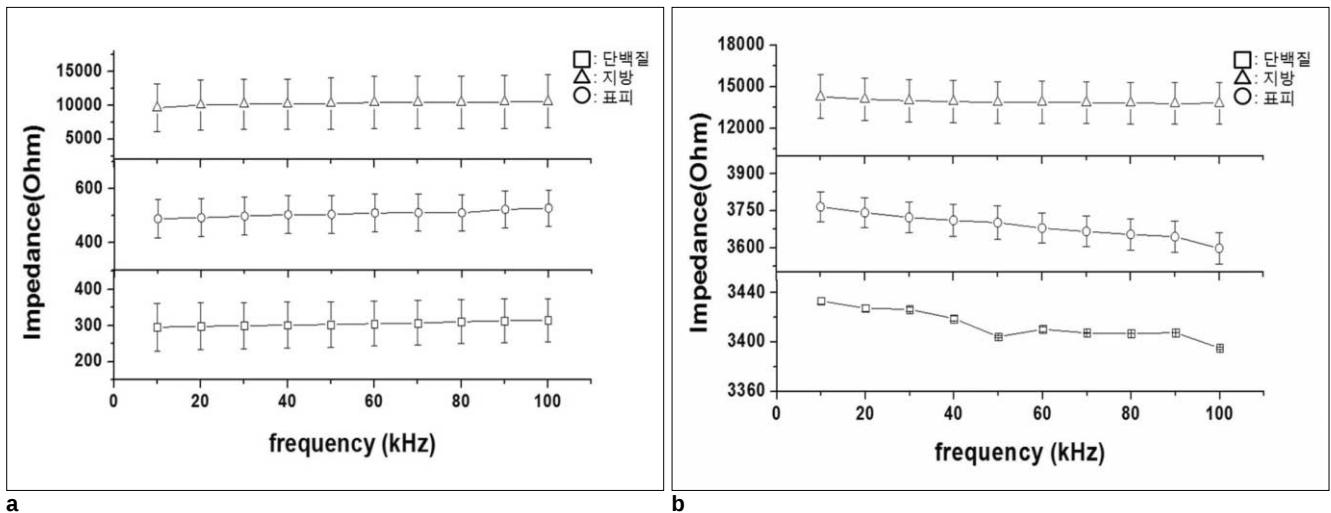


그림 11. 부위별 10회 반복 측정 평균 비교: (a) LCR 측정장치 (b) 본 연구의 개발장치.

표 3. 본 연구의 장비별 임피던스 측정결과

측정 부위	임피던스 범위(Ω)	
	LCR HiTESTER (HIOKI 3522-50)	본 연구의 개발장비
단백질	200 ~ 600	3,430 ~ 3,460
지방	10,000 ~ 30,000	10,000 ~ 20,000
표피	150 ~ 800	3,500 ~ 4,000

리나 단백질과 표피 간의 구분은 임피던스 150~800 Ω 의 범위 안에서 측정되어 구분이 어려웠다.

본 연구에서 개발된 AD5933기반 임피던스 측정장치의 경우, 단백질과 표피의 임피던스 범위는 3,400~4,000 Ω 사이의 범위를 나타내었다. 기존 장비와 동일하게 두 샘플간 임피던스의 구분이 어렵다는 문제점을 나타내었으나, 나머지 두 측정 부위에 대해서는 구분 가능한 유의한 측정범위를 확인할 수 있었다.

단백질과 표피샘플과 지방의 샘플간 임피던스 차이는 LCR 측정장치에서 600~10,000 Ω 의 구간 차이가 나타났으며 AD5933소자를 이용한 임피던스 측정장치에서도 4,000~10,000 Ω 의 구간 차이가 나타났다.

결과적으로 두 장비에서 공통적으로 단백질과 표피 간의 임피던스 값 차이에 의한 구분은 어려웠으며, 다른 부위들 간의 구분은 용이하다는 특성을 나타내었다.

추가적으로 개발장비의 측정결과를 보다 객관적으로 평가하기 위하여 기존 연구에서 제시한 측정결과인 표 2와의 비교평가를 수행하였다 [28].

표 3은 본 연구에서의 사용된 두 장비의 부위별 측정 결과를 나타낸다. 지방과 표피간의 임피던스 차이의 경우, 표 2의 기준 데이터에서는 약 7.5배로 나타남을 알 수 있다. 반면, 본 연구의 결과(표 3)에서는 LCR 측정장치는 30배, 개발 장비에서는 3.9배의 범위 차이를 각각 보여 두 장비의 측정 범위 차이에 있어서 매우 큰 편차를 확인할 수 있었다.

결론

표 2와 표 3의 차이는 샘플 부위 동일하나 기준 데이터는 인체 임피던스를 측정한 결과이며 본 연구에 사용된 샘플은 부위별로 사전에 분류된 돼지고기 샘플이므로 샘플의 수분과 지방의 함량 그리고 샘플의 크기가 달라서 두 표의 수치만으로 객관적으로 평가하기에 한계가 있다고 생각되었다. 또한 두 장비간의 단백질과 지방 표피 분류 도는 100%로 일치되었으나 그 측정량의 결과는 지방을 제외한 낮은 임피던스 값을 출력하는 범위에서 불 일치되는 결과를 발생 시켰다. 이 부분에서는 높은 임피던스 값은 외부요인(측정 Probe와 장비 사이의 저항,

노이즈 등) 향을 거의 받지 않아 비슷하게 측정 되었으나 낮은 값에서는 외부요인의 영향이 큰 것으로 판단되었다. 따라서 향후 연구에서는 노이즈와 외부 저항 값의 효율적인 제거 방안을 지속적으로 연구하여 보완해야 할 계획이다.

마지막으로 본 연구에서는 기존 초음파 수술기와와의 연동을 위한 새로운 임피던스 측정기구와 효율적인 에너지 조절 시스템 개발을 수행하였다. 본 연구의 개발 시스템은 정밀 반도체 소자를 이용하여 빠른 측정 속도를 보여주었다. 유효성 평가를 위해 돼지고기 샘플을 이용한 측정을 수행한 결과, 측정 부위간 구분을 위한 유효범위와 주요한 경향을 확인할 수 있었으며, 기존 장비를 이용한 비교에 있어서도 유사성을 나타냄을 알 수 있었다. 본 연구 결과를 바탕으로 향후 연구에서는 외부 저항의 영향에 따른 오류 문제를 우선적으로 보완할 예정이며, 지속적인 개선이 이루어진다면 임피던스 측정 기반 초음파 장비를 활용한 응용 연구 확대에 크게 기여할 수 있을 것으로 예상하였다.

감사의 글

본 연구는 국립암센터 서울시 특허 기술상품화 기술개발 지원사업(PA110048)의 지원으로 수행되었습니다.

참고 문헌

1. Choi S, Wilmore DW. Evaluation of segmental bioelectrical impedance analysis (SBIA) for measuring muscle distribution. 1997
2. Shafer KJ, Siders WA, Johnson LAK, Lukaski HC. Validity of segmental multiple-frequency bioelectrical impedance analysis to estimate body composition of adults across a range of body mass indexes. 2009;25:25-32
3. 김철현. 운동과학 편: 엘리트 운동선수에서 부위별 다주파수 생체 전기 임피던스법 (SMF-BIA) 에 의한 체지방 추정치의 유효성. 한국사회체육학회지 2008;34: 879
4. 이미숙. 생체전기임피던스법 (bioelectrical impedance method: BI 법)의 유용성과 이용한계. 한국체육과학회지 2008;14:615
5. Tatara T, Tsuzaki K. Segmental bioelectrical impedance analysis improves the prediction for extracellular water volume changes during abdominal surgery. Critical Care Medicine 1998;26:470
6. Ackmann JJ, Seitz MA. Methods of complex impedance measurements in biologic tissue. Critical reviews in biomedical engineering 1984;11:281

7. National Institutes of Health, Office of Medical Applications of Research. US Department of Health and Human Services, Public Health Service, National Institutes of Health, Office of Medical Applications of Research. 1994
8. Fuller NJ, Elia M. Potential use of bioelectrical impedance of the 'whole body' and of body segments for the assessment of body composition: comparison with densitometry and anthropometry. *European Journal of Clinical Nutrition* 1989;43:779
9. 이영우. 생체 신호와 전기 신호의 상관관계에 관한 연구. 하계 종합학술발표논문집 2006;300-302
10. Lukaski HC, Johnson PE, Bolonchuk W, Lykken G. Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *The American Journal of Clinical Nutrition* 1985;41: 810
11. Guglielmi FW, Contento F, Laddaga L, Panella C, Francavilla A. Bioelectric impedance analysis: experience with male patients with cirrhosis. *Hepatology* 1991;13:892
12. FullerNJ, Fewtrell M, Dewit O, Elia M, Wells J. Segmental bioelectrical impedance analysis in children aged 8-12 y: 2. The assessment of regional body composition and muscle mass. *International journal of obesity and related metabolic disorders: journal of the International Association for the Study of Obesity* 2002;26:692
13. Organ LW, Bradham GB, Gore DT, Lozier SL. Segmental bioelectrical impedance analysis: theory and application of a new technique. *Journal of Applied Physiology* 1994;77:98
14. Kramolowsky EV, Tucker RD. The urological application of electrosurgery. *The Journal of Urology* 1991;146:669
15. O' Connor JL, Bloom DA, William T. Bovie and electrosurgery. *Surgery* 1996;119:390
16. K. C. Cha, Segmental Bioelectrical Impedance Analysis(SBIA) for Determinig Body Composition. *Korea J Community Nutrition* 1997;2:179-186
17. <http://www.ligasure.com/ligasure/pages.aspx>
18. <http://www.ees.com/clinicians/products/energy-devices/harmonic-ace>
19. http://www.newanus.co.kr/2010_05.html
20. Chung CC, Ha JP, Tai YP, Tsang WW, Li MK. Double-blind, randomized trial comparing Harmonic Scalpel hemorrhoidectomy, bipolar scissors hemorrhoidectomy, and scissors excision: ligation technique. *Diseases of the colon and rectum*. 2002;45:789
21. Electro-Photo Therapy
22. http://www.vitamincworld.com/bbs/board.php?bo_table=sub04_2&wr_id=427&sfl=&stx=&sst=wr_hit&sod=desc&sop=and&page=7
23. Chauveau N, Rigaud B, Morucci J. Digital demodulation in bio-impedance measurement. *Medical and Biological Engineering and Computing* 1994;32:566
24. 윤형로. 임피던스를 이용한 생체계측. *전기학회지* 1998;47:19
25. 황인덕. 생체 임피던스 측정을 위한 새로운 네가티브 커패시턴스 프론트 엔드. *대한전자공학회* 2003년 하계종합학술대회. 2003;26:2753-2756
26. 황인덕. 생체임피던스 측정을 위한 새로운 부트스트래핑 회로와 전송선로 모델링. *정보 및 제어 학술회의 논문집* 2003;I:179-182
27. Ackmann JJ. Complex bioelectric impedance measurement system for the frequency range from 5 Hz to 1 MHz. *Annals of Biomedical Engineering* 1993;21:135
28. Lacourse JR, Miller WT Vogt 3rd M, Selikowitz SM. Effect of high-frequency current on nerve and muscle tissue. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 1985;32:82

= 초 록 =

본 연구는 생체 임피던스 측정 시에 효과적으로 생체 내 장기를 구분하기 위해 필요한 소형화된 임피던스 측정기의 개발을 목표로 하였다. 또한 구분된 장기에 따른 효율적인 초음파 에너지 제어 시스템의 개발을 목표로 하였다. 이를 위해서 먼저, 반도체 소자를 이용한 임피던스 측정기를 개발하였다. 또한 개발된 임피던스 측정회로의 신뢰성을 평가하기 위한 실험을 실시 하였다. 실험은 돼지고기 샘플을 이용하여 부위별로 10회의 반복적인 테스트를 수행하였으며, 기존의 임피던스 측정기를 이용한 측정결과와의 비교 분석을 수행하였다. 테스트 결과 샘플 상의 단백질 부위와 표피 부위의 임피던스 특성이 유사하게 나타났으며, 지방 부위와는 차이를 보였다. 또한 기존 측정 장치를 이용한 측정 결과와 비교했을 때에도 유사한 경향을 나타내었다. 본 연구개발 시스템을 기존 초음파 수술기와 효과적으로 연동할 경우, 측정의 신뢰도를 높일 수 있으며, 다양한 생체 임피던스 측정에 응용할 수 있을 것으로 예상하였다.