초음파 수술기의 수술 효율성 향상을 위한 진동자 임피던스 측정에 따른 조직 분류 연구

김홍래¹ · 김성천¹ · 김광기¹ · 김영우²

¹국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과, ²국립암센터 이형성 임상 제1연구부 위암연구과

Classification of Organs Using Impedance of Ultrasonic Surgical Knife to improve Surgical Efficiency

Hong Rae Kim¹, Sung Chun Kim¹, Kwang Gi Kim¹ and Young-Woo Kim²

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

²Gastric Branch, Research Institute & Hospital, National Cancer Center, Goyang, Korea

(Manuscript received 19 June 2013; revised 17 July 2013; accepted 9 September 2013)

Abstract: Ultrasonic shears is currently in wide use as an energy device for minimal invasive surgery. There is an advantage of minimizing the carbonization behavior of the tissue due to the vibrational energy transfer system of the transducer by applying a piezoelectric ceramic. However, the vibrational energy transfer system has a pitfall in energy consumption. When the movement of the forceps is interrupted by the tissue, the horn which transfers the vibrational energy of the transducer will be affected. A study was performed to recognize different tissues by measuring the impedance of the transducer of the ultrasonic shears in order to find the factor of energy consumption according to the tissue. In the first stage of the study, the voltage and current of the transducer connecting portion were measured, along with the phase changes. Subsequently, in the second stage, the impedance of the transducer was directly measured. In the final stage, using the handpiece, we grasped the tissue and observed the impedance differences appeared in the transducer. To verify the proposed tissue distinguishing method, we used the handpiece to apply a force between 5N and 10N to pork while increasing the value of the impedance of the transducer from 400 Ω . It was found that fat and skin tissue, tendon, liver and protein all have different impedance values of 420 Ω , 490 Ω , 530 Ω , and 580 Ω , respectively. Thus, the impedance value can be used to distinguish the type of tissues grasped by the forceps. In the future study, this relationship will be used to improve the energy efficiency of ultrasonic shears.

Key words: impedance, ultrasonic surgical knife, transducer, dielectric loss, elastic loss

I. 서론

최근 에너지를 이용한 수술적 기법으로 고주파 및 초음파 에너지를 이용한 사례가 많이 개발되고 있다. 고주파인 경

우에는 신속한 절단과 지혈 기능을 최적화하는 방향으로 진행되고, 초음파인 경우에는 고주파와 동일하게 절단과 지혈 기능을 가지고 있지만 고주파보다 느리나 조직의 탄화 현상을 최소화하는 방향으로 설계되고 있다[1].

이런 초음파 수술기의 진동에너지를 만들어 내는 핵심 역할을 하고 있는 부분이 진동자이다. 진동자는 압전소자(piezoelectric ceramics)를 발견하면서 사용되기 시작하였다. 압전소자란 전기에너지를 기계에너지로, 또는 반대로 기계에너지를 전기에너지로 변환시키는 기술로서, 통신기기분야, 의료기기분야, 센서기기분야, 전자기기분야, 군수분

Corresponding Author : Kwang Gi Kim, Young-Woo Kim
323 Ilsan-ro, Ilsandong-gu, Goyang-si Gyeonggi-do 410-769, Korea

TEL: +82-31-920-2241, +82-31-920-1635

E-mail : kimkg@ncc.re.kr, gskim@ncc.re.kr

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

그림 1. 하모닉스칼펠(Harmonic scalpel, Generator 300, Ethicon, USA)

Fig. 1. Harmonic scalpel(Generator 300, Ethicon, USA)

야 등 다양한 산업분야에 연관이 있다[2-5].

특히 의료기기 분야에서는 주파수 대역 별로 세분화 시켜 의료기기에 접목시키고 있다.

1-200 Hz 저주파 대역(low frequency)을 사용하는 의료기기로는 전기자극치료(EST, electrical stimulation therapy), 기능적 전기자극치료(FES), 경피신경자극치료(TENS)등이 있으며 4 kHz 중주파 대역(middle frequency)을 사용하는 의료기기로는 간섭전류치료(ICT), 러시아전류치료(Russian technique)등이 있으며 50-60 kHz 초음파 대역(ultrasonic)을 사용하는 의료기기로는 본 실험에서 사용한 그림 1과 같은 초음파 수술기(ultrasonic surgical knife)가 있으며 500-600 kHz 고주파 대역(high frequency)을 쓰는 의료기기로는 전기수술(electro surgical knife) 및 심부투열치료(medical diathermy)가 있다[6].

그림 1은 압전소자를 응용한 제품 중 55.5 kHz의 초음파 주파수 대역을 사용하고 있는 ethicon사의 하모닉스칼펠 generator 300 모델인 초음파 수술기이다. 기본적으로 초음파 에너지를 만들어 주는 발진부와 초음파에너지를 압전 소재를 응용하여 진동에너지로 변환해 주는 진동자와 진동 에너지를 조직에 효율적으로 전달해 주기 위한 혼 부분으로 구성되어 있다.

특히 초음파 수술기의 장점을 극대화 하기 위해서는 전기 에너지를 초음파 진동 에너지로 변환하는 압전소재의 특징을 파악하여야 한다. 에너지 변환 및 전달 과정에서 발생하는 에너지의 전기적 특성을 관찰하고 이를 보상함으로써 효율적인 에너지 컨트롤 시스템을 구축하여 에너지를 전달하고자 하는 조직에 따른 소모 에너지 관계를 밝혀내어 조직에 따른 효율적인 에너지 제어를 할 수 있는 시스템 개발을 목표로 하였다[7].

본 연구는 초음파 수술기를 제작하고 만들어진 혼과 발진부를 이용하여 진동자의 샘플조직 측정 데이터를 이용한 조직간 지표를 구성하는 연구를 수행하였다.

그림 2. 초음파 수술기 진동자의 RLC 등가회로 모델[8]

Fig. 2. RLC equivalent circuit model of oscillator of ultrasonic surgical device [8]

II. 관련연구 및 연구방법

압전 소재는 공진 주파수 대역에서 사용되는 것이 많다. 공진 주파수는 매질의 저항 성분인 임피던스가 최저점을 기록하는 지점이다. 따라서 이 지점에서의 일정 전압에 대한 전류 값은 최고점을 기록하게 되며 이에 따라 이 주파수 대역에서는 가장 큰 기계적 진동을 만들어 낼 수 있다. 기계적인 진동을 전기적 등가회로에 대입하면, 전기적 측정을 계산하기 편리하며, 탄성정수도 구하기 쉽기 때문이다. 그 구성은 L, C, R의 직렬회로로 구성되며 그림 2과 같은 형태로 구성된다.

회로의 구성요소를 살펴보면 커패시터(C)는 진동자의 기계적인 탄성을 인덕터(L)은 진동자의 전체 질량을 저항(R)은 주위의 매질에서 소비되는 기계적 에너지 손실을 나타내며 병렬 커패시터 C_d 는 전극의 정전용량을 나타낸다.

본 실험은 R_d (C_d 의 손실에 대한 병렬 저항)에 따른 전류의 유전손실 및 진동에 따른 내부 마찰에 의한 기계적 손실 측면에서 접근하여 실험을 실시 하였다. R_d 요소는 전극의 정전용량에 걸리는 병렬 저항 요소로서 외부의 표면적 접촉 마찰력 및 힘에 의해 발생하는 저항이다.

유전손실(dielectric loss)과 탄성손실(elastic loss)이란 손실은 R_d 에 따른 전류의 유전손실과, 직렬공진회로에 따른 전류의 탄성손실로 구분이 가능하다. 유전손실과 탄성손실은 별개적인 요소로 작용한다.

기계적 손실은 진동에 따른 내부마찰이 원인으로 공진주파수 대역에서 최대가 되며 탄성에너지와 손실이 커지게 된다. 기계적 품질계수(Q_m)은 축적된 에너지와 손실과의 비로 정의하며 식(1)과 같이 표현할 수 있다.

$$Q_m = \omega_r \frac{\text{회로중에 축적된 에너지}}{1 \text{ 초동안 손실된 에너지}} \quad (1)$$

※ Q_m : 기계적 품질계수, ω_r : 각진동수

따라서 에너지를 고려한다면 기계적 품질계수가 높은 재료를 사용하는 것이 좋다. 등가회로 내에서는 식(2)와 같이 표현 할 수 있다.

그림 3. 하모닉스칼펠과 전류 프루브를 연결한 모습
Fig. 3. Current probe connected to harmonic scalpel

그림 5. 샘플의 두께 변화 및 탄화(4.39 mm → 1.66 mm, 2 mm)
Fig. 5. Carbonization and change in thickness of sample (4.39 mm → 1.66 mm, 2 mm)

(a) (b)

그림 4. (a) 압력측정기(push-pull gauge) (b) 핸드피스(handpiece)를 장착한 모습
Fig. 4. (a) push-pull gauge and (b) handpiece with push-pull gauge

$$Q_m = \frac{\omega L}{R} = \frac{1}{R\omega C} \quad (2)$$

기계적 품질계수는 공진주파수와 반 공진주파수 그리고 공진시의 저항(R)에 의한 관계식으로 유도해 낼 수 있다[9-21].

집계에 파지하는 조직에 따른 R_d 와 내부 마찰 계수가 변화하는 수치를 측정하기 위하여 진동자에 인가하는 전압 단에 전류프루브(A6303 & AM503B, Tektronix, 미국)와 오실로스코프(TDS5054, Tektronix, 미국)를 사용하여 전압과 전류를 측정하고 두 파형 사이에서 일어나는 위상차의 변화량을 측정하였다. 그림 3은 전압과 전류를 측정하기 위해 하모닉스칼펠의 발진 부에 전류프루브와 오실로스코프의 프루브를 연결한 상태를 나타낸 것이다.

본 실험에 앞서서 유전손실과 기계적 손실에 관여하는 요소로 작용하는 인자로 집계의 파지하는 힘의 변화와 파지하

는 조직의 종류에 의한 변화로 예측을 하였고 이에 따라 실험을 진행하였다.

먼저 실험을 하기 위하여 그림 4(a)의 압력측정기(push-pull gauge)에 4(b)와 같이 핸드피스(handpiece)를 장착하여 일정 압력에 따른 전압과 전류의 변화를 측정하였다.

실험은 하모닉스칼펠의 집게 부위에 두께 4.39 mm의 젓은 휴지를 잡고 3 레벨 모드로 동작하여 핸드피스의 파지력을 압력측정기로 1N씩 증가시키면서 관찰하였다. 처음 기준은 전압과 전류의 측정값과 전압과 전류의 위상이 변화하는 시점을 0N으로 기준을 잡고 측정하였다. 하지만 위의 방식과 같은 실험 방식에서의 문제점이 관찰되었다. 집게로 샘플을 파지하였을 때 하모닉스칼펠의 동작에 의하여 샘플에 그림 5와 같은 탄화현상 발생 및 4.39 mm에서 1.66 mm, 2 mm로 두께 변화가 발생하였다. 이로 인하여 0N일 때와 11N일 때의 샘플이 서로 다르게 되어 데이터의 신뢰성의 문제가 생겼다.

이에 따라 다른 방식의 실험 방법이 필요하였다. 정전류 방식의 하모닉스칼펠에서 전압의 변화가 발생시키는 원인은 임피던스 이므로 핸드피스에 적은 량의 전압으로 임피던스의 변화 량을 관측할 수 있는 임피던스분석기(Impedance Analyzer, HP 4194A)를 활용한 실험방식을 채택하였다.

실험은 두 가지 케이스로 나누어 측정을 하였다. 실험은 진동자의 연결 커넥터에 그림 6에 표시된 핀에 임피던스 분석기를 직접 연결하여 측정을 실시하였다. 5 V의 낮은 전압으로 측정을 하였기에 탄화현상은 발생하지 않았다. 조직의 임피던스를 직접 측정하지 않고 진동자의 임피던스만으로 조직을 분류 할 수 있는 지 확인 하기 위하여 진동자의 임피던스를 측정하였다.

처음은 집계에 샘플을 잡지 않았을 때(무부하 시) 집계가 혼의 진동을 방해하는 요소로 작용할 때에 따른 임피던스와 위상의 변화하는 값을 측정하였다. 임피던스와 위상이 변화

그림 6. 핸드피스 커넥터 전원 핀
Fig. 6. Power supply pins for handpiece

하는 시점을 0N으로 기준을 잡고 측정을 시작하였으며 각 조직의 두께는 단백질(등심부위, protein) 0.8 mm, 지방(fat) 1.1 mm, 힘줄(tendon) 4.5 mm, 간(liver) 0.5 mm, 피부(skin) 2 mm 이었다. 앞의 실험과 마찬가지로 임피던스와 위상이 변화하는 시점을 0N으로 기준을 잡고 시작하였으며 1N씩 증가시키며 측정하였다.

III. 실험 결과

그림 7에서 측정한 그래프에서와 같이 핸드피스 압력이 0N일 때와 11N일 때의 측정 데이터를 비교 분석하였다. 정전류 방식을 채택하여 전류 파형은 일정하게 나타나며 그림 7에서 사인파형으로 작게 나타나는 그래프이다. 전압 파형은 정전류를 유지하기 위하여 혼에 가해지는 압력에 따라 최대, 최소 값이 증가 및 감소하는 그래프 파형이며 그림 7에서 전류 파형보다 최대, 최소 값이 크게 나타나는 그래프이다. 전압 파형을 고정 시켜 기준 파형으로 측정을 실시하였다. 이에 따라 전류 값의 위상이 오른쪽으로 이동하여 전압과 전류의 위상 차이를 나타내고 있다. 샘플의 임피던스를 측정하지 않았으며 장비의 임피던스를 측정하였기 때문에 샘플의 전류 및 전압의 직접적인 영향은 없었다.

그림 7. 핸드피스 파지력 0N과 11N에서의 전압 전류 그래프
Fig. 7. Voltage current graph of handpiece with grip force between 0N to 11N

11N일 때 위상변화가 최고점에 이르렀으며 그 이후는 위상의 변화가 발생하지 않았다. 첫째로 전압의 변화량은 0N일 때 60 V, 11N일 때 102 V로 42 V가 변화하였으며 하모닉스칼펠은 정전류 방식을 채택하여 각각의 단계에서는 전류 값의 변화량은 거의 발생하지 않았다. 전압과 전류의 위상차이를 관측한 결과 0N일 때 4.72 μ s, 11N일 때 6.32 μ s로 변화하였으며 차이는 1.6 μ s으로 이를 360°위상 값으로 치환을 하게 되면 46.08°의 위상차이를 나타내었다. 임피던스는 절대값과 위상을($|Z| \angle \theta$) 측정하였다.

두 번째 실험에 의한 실험값은 그림 8와 같은 형태의 그래프로 나타났다.

집계를 파지하면서 변위가 변하는 시점을 기준으로 힘의 변위를 증가 시키면서 파형을 관찰한 결과 크게 0N~10N, 10N~30N의 두 구간으로 구분되었다. 0N~10N 구간에서는 10회의 실험측정 동안 150만큼의 변위가 발생하여 15의 기울기(Ω/N)가 측정되었다. 10N~30N 구간에서는 20회의 실

그림 8. 핸드피스 집계에 샘플을 물리지 않았을 때 (a) 임피던스 변화 곡선 (b) 위상 변화곡선
Fig. 8. No sample grasped by forceps (a) Impedance curves (b) Phase curve

그림 9. 핸드피스 집게에 샘플을 물렸을 때 (a) 임피던스 변화 곡선 (b) 위상 변화곡선

Fig. 9. Sample grasped by forceps (a) Impedance curves (b) Phase curve

험측정 동안 50만큼의 변위가 발생하여 2.5의 기울기(Ω/N)가 측정되었다. 위상 그래프로 확인하면 더 확실한 구분이 된다. 0~10N 구간에서는 음의 기울기($^{\circ}/N$)를 나타내고 있지만 10N 이후로는 양의 기울기($^{\circ}/N$)를 나타내고 있다. 위의 분석 결과에 따르면 10N이후로는 완전히 파지된 상태에서 약간씩의 변화만 발생하는 상태임을 알 수 있다.

집게가 혼의 진동을 방해할 때 유전손실과 기계적 손실이 발생하게 된다는 것을 실험적으로 확인하였고 힘(N)의 변위가 변화함에 따라 임피던스(Ω)의 변위가 바뀐다는 것을 확인하였다. 이에 따라 집게 사이에 여러 종류의 돼지고기 샘플을 잡았을 때(부하 시) 각 조직 별로 어떠한 값으로 측정되는지 확인하고 실험 결과를 확인 하였을 때 결과 값에 의한 조직 별 분류가 가능하지 알아보기 위하여 실험을 실시하였으며 이에 따른 그래프의 형태는 그림 9과 같이 나타났다. 임피던스 측정 값은 실수부와 허수부의 크기로 치환한 값으로 산출 하였다.

그림 9에 나타난 그래프를 분석하면 0~5N 사이의 결과 값($350 \Omega \sim 400 \Omega$)은 구분할 수 없을 정도로 비슷한 변위를 나타내었다. 하지만 5N이상의 힘이 가해지면 각 조직 별로 구분이 가능할 정도로 다른 변위 값을 나타내었다. 5N에서 10N사이에서 각 조직간 임피던스 증가 값은 각각 400Ω 에서 시작하여 단백질은 580Ω , 간은 530Ω , 힘줄은 490Ω , 지방과 피부조직은 420Ω 으로 증가하여 구분이 가능하였다. 또한 위상의 변화는 임피던스의 기울기(Ω/N) 변화에 따라 변화하는 곡선을 나타낸다. 간 조직의 경우 3N에서 5N사이의 임피던스 변화는 350Ω 에서 325Ω 으로 감소하며 음의 기울기(Ω/N) 값을 나타내었으며 4N을 기점으로 360Ω 으로 증가하여 양의 기울기(Ω/N) 값을 나타내었다. 이에 따른 3N에서 5N사이의 위상 변화는 4N을 기준으로 -87° 에서 -80° 으로 양의 기울기($^{\circ}/N$)를 나타내다가 -83° 로 음의 기울기($^{\circ}/N$)를 나타내었다. 이런 관계에 따라 임피던스 변화량의 기울기(Ω/N) 변화가 거의 나타나지 않았던 지방과 피부조직

의 위상 또한 거의 일정한 기울기(Ω/N) 값에 의한 직선에 가까운 곡선을 나타내었다. 따라서 임피던스 그래프 상에서 10N을 기점으로 지방 조직은 -72° 이상 피부 조직은 -75° 이상에서 지속적으로 증가하였고 힘줄부위는 -82° 로 거의 수평으로 나타났으며 등심과 간 조직은 -86° 로 거의 수평으로 나타내며 구분이 가능하였다.

조직의 구성성분적인 측면으로 보았을 때 지방 함유량이 많은 부위인 지방, 피부조직이 임피던스 증가 폭이 적었으며 간과 힘줄 부위는 지방과 피부 조직에 비해 지방 함유량이 낮기 때문에 임피던스의 증가 폭이 지방과 피부 군에 비해 높게 나타났다. 그리고 마지막으로 단백질 조직은 지방 함유량이 가장 적기 때문에 임피던스 증가 폭이 가장 높게 나타났다.

IV. 토 의

앞에서 언급하였듯이 하모닉스칼펠 자체로 실험을 하였을 때 높은 에너지로 인한 샘플의 변화로 인하여 신뢰성 있는 데이터를 얻을 수 없었다. 그래서 2번째의 실험 방식과 같이 낮은 에너지로 사용을 하여 측정하여 객관적인 데이터를 만들어 냈다. 하지만 실제 하모닉스칼펠을 구동할 시 높은 에너지를 사용하기 때문에 두 가지의 실험 방식 중 어느 것이 잘못되고 어느 것이 옳은 방식일지는 구분 짓기 어렵다. 그래서 두 가지 실험 방식의 데이터를 모두 참조하여 결론을 내리는 것이 현명한 방식일 것이다.

그리고 본 논문에서는 유전손실과 기계적 손실이라는 큰 타이틀에 대해서만 언급을 하였지만 세부적으로 연구할 필요가 있다.

발생요인인 돼지고기 샘플 조직의 조직 별 특성에 대해 분석할 필요가 있다. 조직의 구성성분을 분석할 경우 조직 별 임피던스 곡선의 기울기 값과 구성 성분 중 특정 성분의 구성비 수치 값의 비율이 일정 비율로 나타난다면 결국 특

정 성분의 함유량이 조직판단의 근거로 작용할 수 있을 것으로 판단 내릴 수 있을 것이다. 하지만 이와 반대로 임피던스의 값이 전압, 전류, 임피던스 관계에 의해 도출되는 임피던스 값이 아니라 유전손실과 기계적 손실에 의한 임피던스 값이므로 조직의 전기 전도 특성과는 거리가 멀다. 따라서 전기 전도 특성에 영향을 미치는 요소를 분석할 필요는 없을 것이다.

좀 더 확장하여 세밀하게 분석한다면 조직구성의 차이는 혼과 조직 사이의 매질의 초음파 전달 에너지 차이의 발생이라고 볼 수 있다. 매질의 경계면 사이의 초음파 입사각의 변화와 에너지 전달 그리고 에너지 손실을 연구하여 분석한다면 더욱 세밀한 에너지 전달 메커니즘을 구축할 수 있을 것이다. 특히 에너지 손실이라는 측면에서 혼에서 발생하는 열을 측정하게 된다면 손실되는 에너지를 분석하는데 도움이 될 수 있을 것으로 생각된다. 진동에너지가 열에너지로 치환되어 원하는 조직에 전달되지 못하기 때문에 이 손실에 에너지를 최소화 할 수 있는 연구도 진행할 예정이다. 조직 접착면이 평행하게 될 수 있도록 기구적인 설계가 필요할 것으로 보인다.

앞에서 언급한 바와 같이 조직 특성을 파악하는 방식은 여러 가지 접근 방식이 있을 수 있다. 에너지 전달 방식이 전기 도선에 의한 직접적인 전달 방식이 아니라 혼의 진동에 의한 운동에너지로의 치환에 의한 전달 방식이기 때문이다. 특히 혼과 집계에 의한 접촉면 전달 방식에 의한 조직의 에너지 전달 방식이므로 여러 가지 환경적 요인이 작용할 수 있다. 습도, 온도, 접촉면의 상태, 집계의 조직 파지 방식 등 다양한 환경적, 기구적 요인에 의한 에너지 손실이 존재 하기 때문에 이러한 외부적 요인에 의한 변화도 고려해야 할 것이다. 특히 환경적인 요인은 수술실이라는 특정 공간의 특성에 주목할 필요가 있다. 사용 공간이 수술실이라는 특정 공간에 한정되어 있기 때문이다.

따라서 본 연구 결과를 바탕으로 향후 연구에서는 앞의 연구 결과를 바탕으로 실험에 의한 조직 분류 데이터를 적용했을 때 같은 결과가 나오는 지 확인할 예정이며, 이에 따른 오류 수정 및 오차 조정으로 더욱 신뢰성 있는 데이터를 구축할 예정이다.

V. 결 론

본 논문에서 초음파 수술기의 진동자에 미치는 유전손실과 기계적 손실을 연구하였다. 집계와 진동자의 진동을 전달해주는 혼 사이 샘플 조직이 혼의 진동을 방해하여 유전손실과 기계적 손실의 원인으로 작용하는 것을 확인하였다. 또한 조직의 특성에 따라 임피던스의 측정값이 다르게 측정되는 것도 확인 하였다. 따라서 유전손실, 기계적 손실과 조직의

임피던스 측정값의 연관성을 규명하려 노력하였다. 이 결과에 따라 임피던스 수치에 따라 조직을 판별하여 조직에 맞는 에너지 컨트롤 시스템을 구축할 수 있다고 판단하였다. 이에 따라 조직 별 에너지 조절을 하여 조직 별 절개 및 지혈 시간을 단축하여 수술에서 시행되는 회당 시술 시간을 최소화 하여 전체 수술시간을 단축하기 위한 목적을 달성하는 것이 가능하리라 예상하였다. 또한 유전손실과 기계적 손실을 더 세밀하게 연구 할 필요가 있다고 판단하였다.

이러한 지속적인 연구가 계속 된다면 임피던스 및 위상 측정에 의한 초음파 수술기 개발 연구에 크게 기여 할 수 있을 것으로 예상 하였다.

References

- [1] C.C. Chung, J.P. Ha, Y.P. Ta, W.W. Tsang, M.K. Li, "Double-blind, randomized trial comparing Harmonic Scalpel hemorrhoidectomy, bipolar scissors hemorrhoidectomy, and scissors excision: ligation technique," *Diseases of the colon and rectum*, vol. 45, pp. 789, 2002.
- [2] J.H. Jo, Y.H. Jung, Y.J. Lee, J.H. Beak, J.I. Hong, "Thema: Piezoelectric Ceramic; Development trend of the piezoelectric ceramic material", *The Korean Institute of Electrical and Electronic Material Engineers*, vol. 25, pp. 10, 2012.
- [3] D. C. Lee, "Development trend of the ultrasonic electric motor by piezoelectric ceramics", *The Korea Institute of Electrical Engineers*, vol. 46, pp. 23, 1997.
- [4] G.M. Lee, "Technical Description: Development trend with the introduction of the piezoelectric ceramic oscillator.", *Journal of KIEEME* vol. 10, pp. 172, 1997.
- [5] S. Dong, "Research Trends of Lead-Free Piezoelectric ceramic material", *Journal of the Korean Ceramic Society*, vol. 8, pp. 14, 2005.
- [6] J.E. Fox, T.N. Sharp, *Practical Electrotherapy: A Guide to Safe Application*, Churchill Livingstone Elsevier, 2007.
- [7] H.R. Kim, S.C. Kim, T.Y. Kim, K.G. Kim, Y.W. Kim, "Impedance analyzer development and energy control system research for surgical ultrasonic cutter's improvement," *Journal of the Korea Society of Imaging Informatics in Medicine* vol. 18, no. 69 pp. 12, 2012.
- [8] C.N. Jin, J.C. Park, Y.S. Kwon, "Electric Properties of LB Films using Impedance Analysis of Quartz Crystal," *The Korean Institute of Electrical Engineers*, vol. 48, pp. 503, 1999.
- [9] J.O. Cha, J.S. Ahn, K.B. Lee, "Ferroelectric, Leakage Current Properties of BiFeO₃/Pb(Zr_{0.52}Ti_{0.48})O₃ Multilayer Thin Films Prepared by Chemical Solution Deposition", *Journal of The Korean Vacuum Society*, vol. 19, pp. 52, 2010.
- [10] S. Deshpande, H. Potdar, M. Patil, V. Deshpande, Y. Kholam, "Dielectric Properties of BaTiO₃ Ceramics Prepared from Powders with Bimodal Distribution," *Journal of Industrial and Engineering Chemistry*, vol. 12, pp. 584, 2006.
- [11] G. Haertling, R. Buchanan, "Ceramic materials for electronics," *Buchanan, New York*, 1991, pp. 12.
- [12] K.W. Lee, "Technology and market trends of the present and future of the piezoelectric ceramics", *Journal of the Korean*

- Ceramic Society*, vol. 8, pp. 33, 2005.
- [13] J.S. Park, J.J. Park, S.R. Lee, S.M. Chang, J.M. Kim, "The Characteristics of Resonant Resistance Change of the Piezoelectric Quartz Crystal Depending on the Polymer Polarity," *Journal of the Korean Industrial and Engineering Chemistry* vol. 18, pp. 71, 2007.
- [14] J.S. Park, S.W. Lee, "Design and Piezoelectric properties of 2-2 piezocomposite Ultrasonic Transducers by means of the Finite Element Methode," *The Institute of Electronics Engineers of Korea* vol. 48, 2011.
- [15] J.S. Park, J.J. Park, S.R. Lee, S.M. Chang, J.M. Kim, "The Characteristics of Resonant Resistance Change of the Piezoelectric Quartz Crystal Depending on the Polymer Polarity," *The Korean Society of Industrial and Engineering Chemistry* vol. 18, pp. 71, 2007.
- [16] T. Morita, "Piezoelectric Materials Synthesized by the Hydrothermal Method and Their Applications," *Materials*, vol. 3, no. 52, pp. 36, 2010.
- [17] D. Robertson, G. Hayward, A. Gachagan, V. Murray, "Comparison of the frequency and physical nature of the lowest order parasitic mode in single crystal and ceramic 2-2 and 1-3 piezoelectric composite transducers," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 53, no. 15, pp. 03, 2006.
- [18] S.H. Lee, S.P. Nam, S.G. Lee, Y.H. Lee, "Piezoelectric and Dielectric Properties of NKN-(1-x)BNT-xBT Ceramics," *Journal of KIEEME*, vol. 23, pp. 771, 2010.
- [19] A. Turo et al., "Ultra-low noise front-end electronics for air-coupled ultrasonic non-destructive evaluation," *Ndt & E International* vol. 36, pp. 93, 2003.
- [20] Y. Xu, X. Yuhuan, "Ferroelectric materials and their applications," *North-Holland Amsterdam ets*, 1991.
- [21] Y. Yanez, M. Garcia-Hernandez, J. Salazar, A. Turo, J. Chavez, "Designing amplifiers with very low output noise for high impedance piezoelectric transducers," *NDT & E International*, vol. 38, pp. 491, 2005.