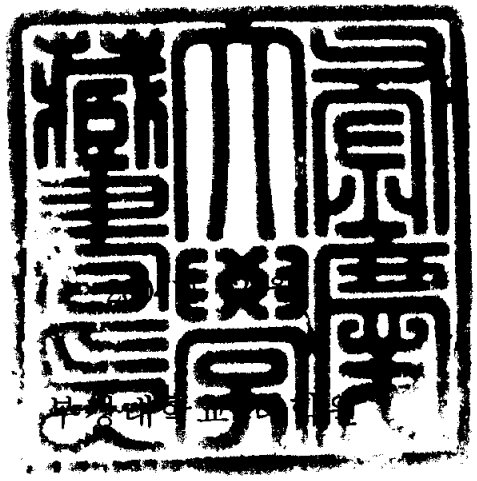
공학박사 학위논문

초음파 압전 트랜스듀서의 특성 제어법과 그 응용에 관한 연구

지도교수 김 천 덕

이 논문을 공학박사 학위논문으로 제출함



음향진동공학과

김 정 호

김정호의 공학박사 학위논문을 인준함

2003년 12월 26일

주 심 공학박사 김 무 준

부 심 공학박사 하 강 렬

위 원 공학박사 김 봉 채

위 원 수산학박사 이 대 재

위 원 공학박사 김 천 덕

목 차

Abstract iii
Figures vi
Tables viii

제 1 장 서론 1
1.1. 연구 배경 1
1.2. 연구의 필요성 2
1.3. 연구 목적 4
1.4. 논문의 구성 5

제 2 장 2층 구조 압전 트랜스듀서 6
2.1. 구동 원리 6
2.2. 등가회로 11
2.3. 실용 모델의 제안 및 특성 해석 23
2.4. 전기적인 임피던스에 의한 특성 변화 해석 31
2.5. 정합층과 접착층의 영향 37
2.6. 결론 40

제 3 장 초음파 트랜스듀서 어레이의 지향 특성 제어에의 응용 42
3.1. 서론 42
3.2. 초음파 어레이의 지향 함수 44
3.3. 결과 및 고찰 53

3.4. 결론 62

제 4 장 음파의 비선형성 측정에의 응용 63

4.1. 서론 63

4.2. 비선형 파라미터 B/A의 정의 65

4.3. 비선형 파라미터 B/A의 측정법 69

4.3.1. 복합매질의 비선형 파라미터 B/A의 측정 70

4.3.2. 산란 음압에 의한 비선형 파라미터의 비침습적인 측정 73

4.4. 실험 방법 74

4.5. 결과 및 고찰 77

4.6. 결론 87

제 5 장 결론 88

참고문헌 91

본 논문에 관련된 발표논문 98

Study on Characteristic Control Method and Application of Ultrasonic Piezoelectric Transducer

Jung-Ho Kim

Department of Interdisciplinary Program of Acoustics and Vibration Engineering, Graduate School, Pukyong National University

Abstract

In this paper, as a characteristic control method of ultrasonic transducer, a two-layered piezoelectric transducer is suggested. The construction of the transducer is that two piezoelectric ceramic vibrators are layered with same polarization direction, and electric impedance is connected to the electrodes of a piezoelectric vibrator. The equivalent circuit of the transducer is derived using Mason's equivalent circuit. Using the equivalent circuit, driving characteristics of the transducer are analyzed for various electrical impedance. As the results, it is confirmed that the second harmonic mode of the transducer is appeared and the magnitude

of the mode can be stably controlled when the electric capacitance is connected to the electrical terminals of the transducer. The two-layered ultrasonic transducer is fabricated and the efficiency of the second harmonic mode of the transducer is changed by electric capacitance. The changing tendency of the efficiency well corresponded with theoretical one. As an application of the transducer, a beam-width controllable ultrasonic transducer array has been suggested. The transducer array is made of two-layered piezoelectric transducers. Each transducer, as a vibrating element of the array, has different radiation efficiency depending on weighting value in the transducer array. Therefore, the weighting function of the transducer array can be easily controlled by the attached capacitance. As a result of beam control, it is confirmed that the beam-width of the transducer array is controllable in range of 7.6° to 16.2°.

The two-layered ultrasonic transducer is used in measurement of acoustic nonlinearity as another application. The transducer measured the nonlinear parameter B/A of the composite medium which was consisted of fat and muscles of pork. As the results, values of B/A for muscle and fat were measured with 7.2 and 10.2, respectively.

Also, the transducer is applied to *in vivo* measurement method using a scattered wave. As a biological phantom, two sponge packs moisturized by water and soybean oil are used. The measurement values of B/A showed good agreement with the reference values. From these results, it can be confirmed that the

transducer is useful to nonlinearity measurement of biological media.

Using the two-layered transducer, the measurement system of the nonlinear parameter B/A can be simplified because the two-layered transducer can transmit the fundamental resonant signals and also it can receive both of fundamental and second harmonic components from the reflected signals.

As a conclusion, it is confirmed that the two-layered piezoelectric transducer suggested in this paper is useful and effective device in ultrasonic application fields. It can be expected that the transducer is effectively used in the fields of underwater acoustic detection field and medical diagnosis.

Figures

Fig. 2.1. Resonance mode and admittance characteristics of a piezoelectric ceramic 7
Fig. 2.2. Fundamental resonance mode of the two-layered transducer by driving voltage and polarization direction 9
Fig. 2.3. Schematic of the two-layered transducer connected with electric impedance Z_X 10
Fig. 2.4. Operation of a piezoelectric ceramic 12
Fig. 2.5. Mason's equivalent circuit connected with electric impedance Z_X 13
Fig. 2.6. Equivalent circuit of the two-layered transducer 17
Fig. 2.7. Power transmitting an acoustic impedance from the transducer 21
Fig. 2.8. Two-layered transducer with the backing and matching layer 24
Fig. 2.9. Equivalent circuit of the two-layered transducer considered adhesive and matching layer 25
Fig. 2.10. Frequency response of the two-layered transducer without electric impedance Z_X 33
Fig. 2.11. Frequency response for various resistance R_X 34
Fig. 2.12. Frequency response for various inductance L_X 35
Fig. 2.13. Frequency response for various capacitance C_X 36
Fig. 2.15. Frequency response for various thickness of adhesive layer 38

Fig. 2.16. Frequency response for various thickness of matching layer 39

Fig. 3.1. Linear array consists of identical transducers 45
Fig. 3.2. Linear array consists of five two-layered piezoelectric transducers. 50
Fig. 3.3. Photograph of the transducer array fabricated by the two-layered transducers 51
Fig. 3.4. Experimental setup for the directivity measurement 52
Fig. 3.5. Input signal and received signal for various capacitance C_X 54
Fig. 3.6. Experimental results of frequency response for various capacitance C_X 55
Fig. 3.7. Simulation results of frequency response for various capacitance C_X 56
Fig. 3.8. Directivity characteristics of the two-layered transducer 57
Fig. 3.9. Experimental results of directivity characteristics variation of the transducer array for various amplitude weighting 60
Fig. 3.10. Simulation results of directivity characteristics variation of the transducer array for various amplitude weighting 61

Fig. 4.1. Pressure-density curve 67

Fig. 4.2. Structure of a composite medium 72
Fig. 4.3. Block diagram of experimental setup. 76
Fig. 4.4. Experimental results of frequency response for various capacitance C_X 78
Fig. 4.5. Simulation results of frequency response for various capacitance C_X 79
Fig. 4.6. Photograph of the specimen consisted of pig muscle and fat 81
Fig. 4.7. B/A distribution for thickness fraction of pig fat 82
Fig. 4.8. Amplitude ratio of the second-harmonics to fundamental component on a sponge pack moisturized with water .. 85
Fig. 4.9. Amplitude ratio of the second-harmonics to fundamental component on a sponge pack moisturized with soybean oil 86

Tables

Table 3.1. Material constants of the piezoelectric vibrator 48
Table 3.2. Beam width for various weighting ratio 58

Table 4.1. Material constants of each layer 74
Table 4.2. Measurement results of the each medium 80
Table 4.3. Measurement results of B/A with reference value 83

제 1 장 서 론

1.1. 연구 배경

초음파는 전자파가 입사하기 어려운 금속이나 수중, 인체 등에 사용할 수 있다는 장점 때문에 여러 분야에 널리 적용되고 있다. 이런 초음파는 압전 트랜스듀서를 이용하여 발생하게 되는데, 1923년 란쥬반(Langevin)이 측심기를 개발하여 실용적인 초음파를 발생시킨 이래, 전자 기술의 발달과 더불어 초음파 압전 트랜스듀서는 가전제품, 의용 진단기, 어군탐지기, 소나 등 다 방면에 널리 사용되고 있다[1]. 현재, 응용 분야가 증대되어짐에 따라 초음파 압전 트랜스듀서에 대한 연구는 트랜스듀서를 구성하는 압전 소자를 다양한 형태 및 구조로 만들거나, 그 들을 조합시켜 특정 응용분야에 적합한 특성을 갖도록하는 연구가 꾸준히 진행되고 있다[2~10].

초음파 압전 트랜스듀서 구조에 의한 특성 제어법은 크게 동력적인 응용부분과 신호 취득의 응용부분으로 나눌 수 있다[11,12]. 먼저 동력적인 응용 분야에서 사용되고 있는 초음파 압전 트랜스듀서의 구조는 란쥬반형과 굴곡형 압전 트랜스듀서가 가장 널리 사용되고 있다. 란쥬반형은 두 금속 블록 사이에 전기적으로는 병렬, 기계적으로는 직렬로 압전 세라믹을 적층시킨 구조이다. 이는 낮은 구동 임피던스를 구현함으로써 특정 공진 주파수에서 강력 초음파를 발생시켜 금속 가공기, 세척기, 가습기 등에 사용되고 있다[13~17]. 그리고 굴곡형은 압전 세라믹과 탄성체가 접합된 구조를 가지며, 큰 진동 변위를 발생시켜 저주파 영역에서 액츄에이터 소자로 많이 사용되고 있다[18~21].

한편, 정보 취득의 응용분야에 사용되는 초음파 압전 트랜스듀서는

종래의 단일 진동자에 의한 방법 외에 구동용 압전 세라믹과 주파수 가변용 압전 세라믹을 적층시키거나, 구동용 압전 세라믹을 세 부분으로 분리시키는 등 많은 구조의 트랜스듀서가 보고되고 있다[22~27]. 이와 같은 구조의 트랜스듀서는 주파수 특성을 가변 시키거나, 다주파 특성을 갖도록 하여 탐지 대상 목표물에서 발생하는 방사 신호 또는 반사 신호를 탐지하는 의용 진단, 어군탐지기, 수·능동소나 등에 있어서 하나의 탐촉자에 의해 다양한 정보 취득을 목적으로 이용되고 있다.

1.2. 연구의 필요성

현재 초음파 압전 트랜스듀서의 특성을 제어하기 위해 다양한 구조의 트랜스듀서가 개발되고 있으나, 초음파를 이용한 매질에 대한 물성연구나 음파의 지향특성이 중요시되는 탐지장치 등의 응용분야에 있어서는 아직도 그 활용 실적이 미흡한 상태이며, 활발한 활용을 위해서는 보다 다양한 특성 제어가 요구되고 있다.

특히, 최근 크게 주목 받고 있는 다음의 두 가지 응용분야에서 새로운 초음파 압전 트랜스듀서의 특성 제어가 요구되고 있다.

(1) 공간상의 표적을 추정하거나, 생체 내부의 형태를 진단하는 응용분야에서는 압전 세라믹을 배열시킨 초음파 트랜스듀서 어레이를 이용하여 목표물의 다양한 정보를 추출한다. 여기서, 정도 높은 목표물의 정보를 얻기 위해서는 송신 빔이나 수신 빔이 목표물의 특성과 운용상황에 부합하는 적절한 지향 특성을 형성할 수 있어야 한다[28~29].

일반적으로 초음파 트랜스듀서 어레이의 지향 특성은 진동자의 방사 면적, 진동자간의 거리, 진폭 가중치 등에 의해 결정된다. 그러나

진동자간의 거리 및 방사 면적은 트랜스듀서 어레이의 제작과정에서 결정되므로 지향 특성의 제어는 각 진동자의 방사 음압의 진폭 가중치로 제어를 할 수 있다[30]. 따라서, 진폭 가중치 구현을 위해서는 출력 음압이 간단하게 제어되는 초음파 트랜스듀서가 요구된다.

(2) 초음파를 이용한 매질의 특성 연구는 매질 고유의 값인 매질의 비선형 파라미터 B/A를 측정함으로써 행하여진다[31~36]. 이 비선형 파라미터 B/A를 측정은 음파의 비선형 현상에 의해 발생되는 제 2 고조파를 검출함으로써 얻어진다. 그러나, 일반적인 압전 트랜스듀서는 기수배의 공진 모드만 유효하게 발생, 검출하므로, 복수개의 압전 트랜스듀서를 사용하여 측정하고 있다. 따라서, 측정 시스템이 복잡해지며, 큰 측정 오차가 발생한다. 그러므로 정도 높은 측정을 하기 위해서는 단일의 트랜스듀스로 송신하고, 송신된 기본 주파수 신호와 제 2 고조파를 동시에 수신할 수 있는 트랜스듀스가 요구된다. 특히, 음파의 비선형 현상을 임상 진단 등에 적용할 경우에는 생체 매질을 비침습적으로 측정할 수 있는 단일의 트랜스듀서가 더욱 더 요구된다.

이상의 두 응용분야를 만족시키기 위한 초음파 압전 트랜스듀서는 출력 음압이 제어될 수 있어야 하며, 공진 특성이 기본 공진 모드와 그 두 배에 해당하는 제 2고조파 모드를 동시에 발생시킬 수 있어야 한다. 이 두 가지의 응용분야에서의 특성 제어의 요구 조건을 충족하는 트랜스듀서는 아직까지 개발되어 있지 않은 바, 이에 대한 연구가 필요하다.

1.3. 연구 목적

1.2절의 새로운 초음파 압전 트랜스듀서 개발의 필요성에 의해 본 논문에서는 특성이 같은 두 장의 압전 세라믹을 적층하고 한 장의 압전 세라믹에 전기적인 임피던스를 접속하는 2층 구조 트랜스듀서를 제안고, 제안한 2층 구조 트랜스듀서의 이론적 해석과 두 응용분야에 유용함을 확인하기 위해 다음과 같은 항목을 고찰하는 것을 목적으로 한다.

(1) 2층 구조 압전 트랜스듀서의 이론적인 해석법의 확립을 위해 음향 및 전기적 특성을 충분히 표현할 수 있는 등가회로를 도출한다. 또한, 실용화를 위한 설계방침의 확립을 위하여, 우선 압전 세라믹의 전기단자에 접속되는 전기적 임피던스의 종류에 따른 트랜스듀서의 특성 변화와 배면체 및 주파수 정합용 정합층에 의한 특성 변화를 해석한다.

(2) 이론 해석을 기초로 2층 구조 트랜스듀서를 제작하고, 압전 세라믹의 전기단자에 접속되는 전기적 용량으로 출력 음압의 제어 범위를 실험적으로 고찰한다. 이를 이용하여 트랜스듀서 어레이를 제작하고 지향 특성을 가변함으로써 트랜스듀서 어레이의 진폭 가중치 구현에 적용 가능함을 확인하고자 한다.

(3) 정도 높은 비선형 파라미터 B/A를 측정하기 위해 2층 구조 트랜스듀서를 이용한 시스템을 고찰하고, 비선형 파라미터 B/A를 측정함으로써 2층 구조 트랜스듀서의 실용 가능함을 확인하고자 한다.

1.4. 논문의 구성

초음파 압전 트랜스듀서의 특성 제어법과 그 응용에 관한 본 연구는 다음과 같이 구성되어 있다.

2장에서는 Mason 등가회로를 이용하여 2층 구조 트랜스듀서의 등가회로를 구하고, 본 연구 결과를 비교하고 검증하는데 필요한 이론적 계산 과정을 제시한다.

3장에서는 2층 구조 트랜스듀서의 출력 크기를 제어함으로써 트랜스듀서 어레이의 진폭 가중치를 구현하는 방법을 제시한다. 그리고, 구현 방법에 따라 제작된 트랜스듀서 어레이에 대하여 실험과 이론 계산을 비교함으로써 2층 구조 트랜스듀서의 적용 가능함을 확인한다.

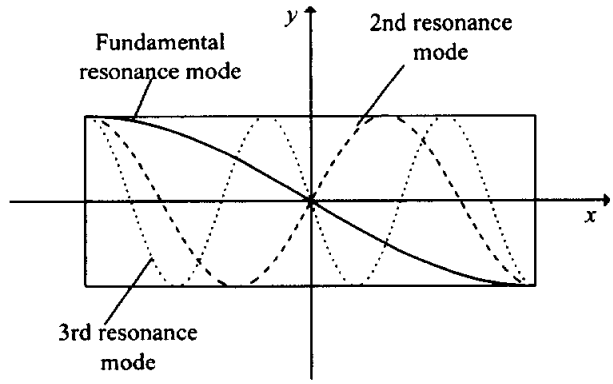
4장에서는 2층 구조 트랜스듀서를 이용한 음파의 비선형성 측정 시스템을 제시한다. 비침습적으로 임상 진단 등에 적용 가능함을 확인하기 위해 먼저, 복합 매질에 대한 음파의 비선형성을 측정하고, 산란법을 이용하여 비선형 파라미터 B/A를 측정한다. 측정된 결과를 문헌치와 비교함으로써 2층 구조 트랜스듀서의 유용성을 확인한다.

5장은 결론이다.

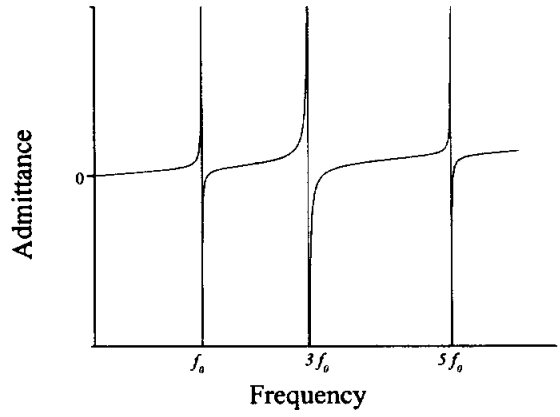
제 2 장 2층 구조 압전 트랜스듀서

2.1. 구동 원리

일반적으로 음향계측 등에 사용되고 있는 압전 세라믹의 공진 특성은 압전 세라믹의 음속과 크기에 의해 결정된다. 그림 2.1에서는 x축을 압전 세라믹의 크기, y축을 입자 변위의 크기라고 할 때 압전 세라믹에서 일어날 수 있는 공진 모드의 모식도이다. 일반 탄성체와는 달리 구동하는 압전 세라믹의 경우는 기진원이 양쪽 전극에 대칭적으로 위치하므로 압전 세라믹 중앙의 변위가 0, 가장자리의 변위가 최대가 되는 경계 조건으로 기수배의 공진 모드만이 발생할 수 있다. 그러나, 두 장의 압전 세라믹을 접착시켜 구동시킬 경우, 그림 2.2에 나타낸바와 같이 4가지의 경우를 고려할 수 있다. 즉, 2층 구조 압전 트랜스듀서의 공진 특성은 각 압전 세라믹의 분극 방향과 구동 전압의 위상에 따라 결정된다. 그림 2.2(a), (b)의 경우는 접착 부위에서 각 압전 세라믹의 변위 방향이 반대이므로 그 변위는 서로 상쇄된다. 따라서, 두 장의 압전체 전체 두께로 정해지는 반파장 기본 공진 주파수 $0.5f_0$를 기본 모드로 하고 기수차 모드가 나타난다. 한편, 그림 2.2(c), (d)의 경우에는 한 장의 기본 공진 주파수인 f_0를 기본 모드로 하고 그 기수차 모드가 나타난다. 여기서, 각 구동전압의 크기가 같지 않을 경우에는 압전 세라믹의 변위가 서로 대칭이 되지 않으므로 그림 2.2의 모든 구성에서 $0.5f_0$와 f_0의 공진 모드를 얻을 수 있다.



(a)



(b)

그림 2.1. 압전 세라믹의 공진 모드(a)와 어드미턴스 특성(b).

Fig. 2.1. Resonance mode(a) and admittance characteristics(b) of a piezoelectric ceramic.

각 구동전압의 크기를 제어하는 방법에는 각 압전 세라믹에 신호 발생기를 각각 접속하여 제어할 수 있으나 이것은 시스템이 대형화 되고 비효율적이다.

본 논문에서는 그림 2.2(a)와 같은 두 층으로 적층된 압전 세라믹 중 한 장의 압전 세라믹의 전기단자에 전기적인 임피던스를 접속하였다. 전기적인 임피던스를 부가한 2층 구조 트랜스듀서를 그림 2.3에 나타내었다. 2층 구조 트랜스듀서 전체에 하나의 구동전압을 인가하고 한 장의 압전 세라믹의 임피던스를 제어함으로써 각 압전 세라믹에 인가되는 전압을 제어할 수 있다.

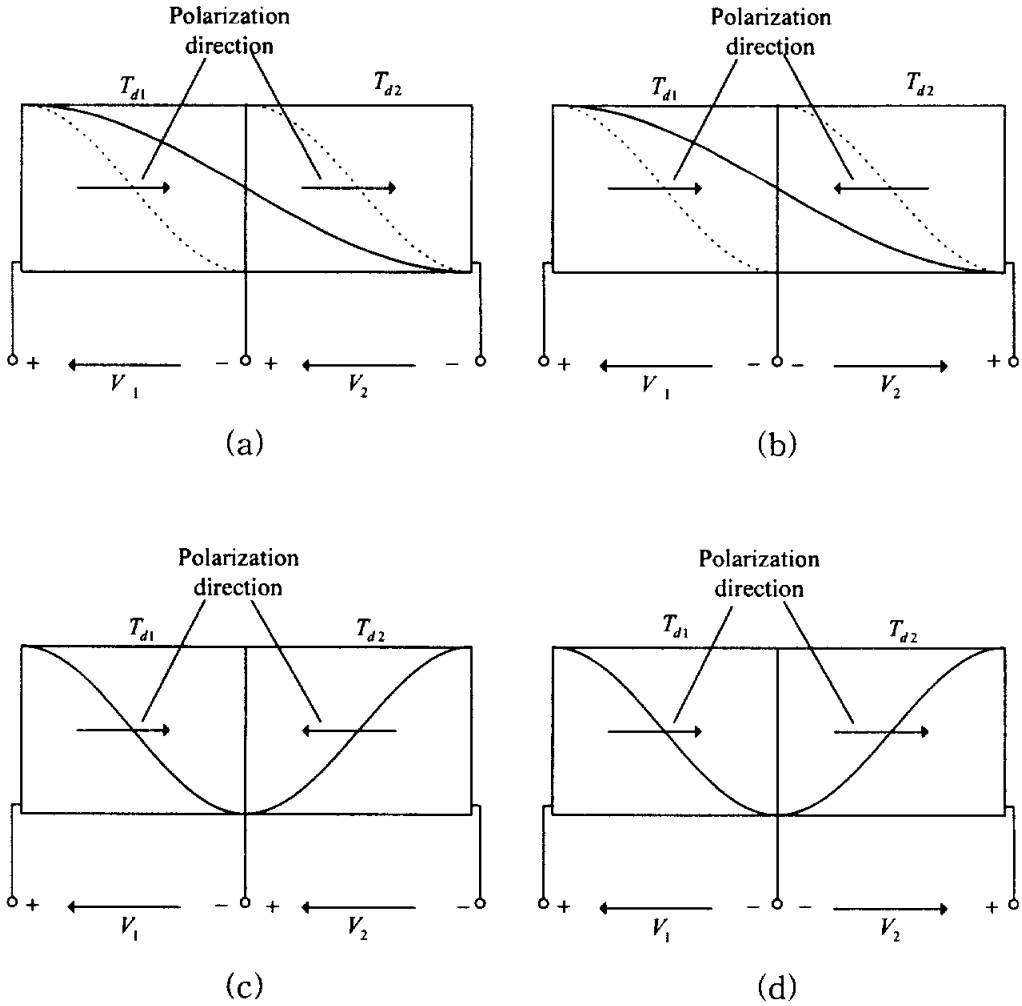


그림 2.2. 구동전압과 분극방향에 따른 2층 구조 트랜스듀서의 기본 공진 모드.

Fig. 2.2. Fundamental resonance mode of the two-layered transducer by driving voltage and polarization direction.

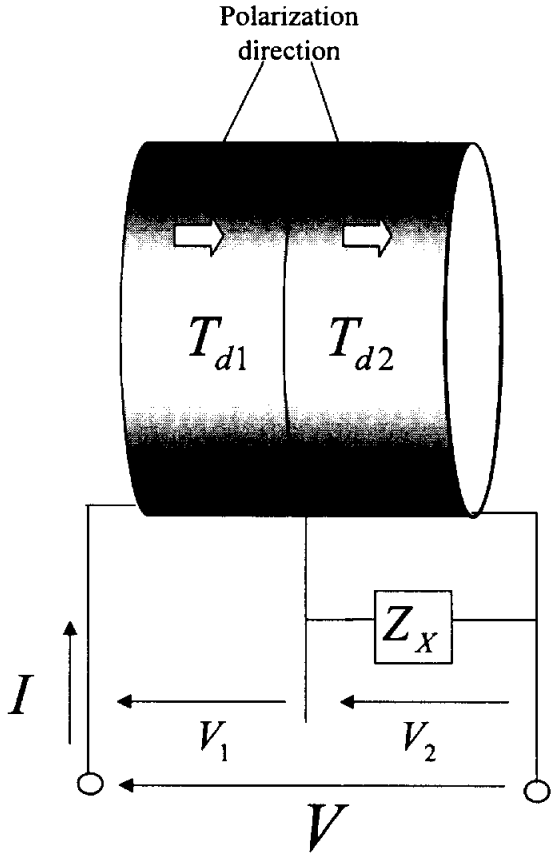


그림 2.3. 전기적인 임피던스 Z_X가 접속된 2층 구조 트랜스듀서의 구성.

Fig. 2.3. Schematic of the two-layered transducer connected with electric impedance Z_X.

2.2. 등가회로

이 절에서는 그림 2.3의 구성에 대한 2층 구조 트랜스듀서의 구동 특성을 해석하고자 한다. 그림 2.4(a)는 두께 방향으로 진동하는 압전 세라믹의 다이어그램이다. 이와 같은 압전 세라믹은 2개의 기계단과 1개의 전기단으로 그림 2.4(b)와 같이 6단자망 회로로 나타낼 수 있다. 이 6단자망 회로를 Mason등가회로로부터 임피던스 파라미터로 나타내면 식(2.1)과 같다[37].

$$\begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ V_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{a11} & Z_{a12} & Z_{a13} \\ Z_{a12} & Z_{a11} & Z_{a13} \\ Z_{a13} & Z_{a13} & Z_{a33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ I_1 \end{bmatrix} \tag{2.1}$$

단, $Z_{a11} = -jZ_0 \cot \beta l$, $Z_{a12} = -jZ_0 \csc \beta l$,

$Z_{a13} = nZ_a$, $Z_{a33} = Z_a$

여기서, Z_0는 특성 기계 임피던스, C_0는 제동용량, n는 전기-기계 변환비, $F_1 \sim F_4$ 및 $v_1 \sim v_4$는 각 압전체의 양 단면에 있어서의 힘 및 입자속도이며, β 및 l은 각각 압전체의 파수 및 두께이다. 그리고 Z_a는 C_0에 의한 임피던스이다.

또한, 압전 세라믹의 전기단자에 전기적인 임피던스가 부가될 경우의 등가회로는 그림 2.5와 같다. 그림 2.5의 등가회로에서 임피던스 파라미터는 식(2.2)와 같다.

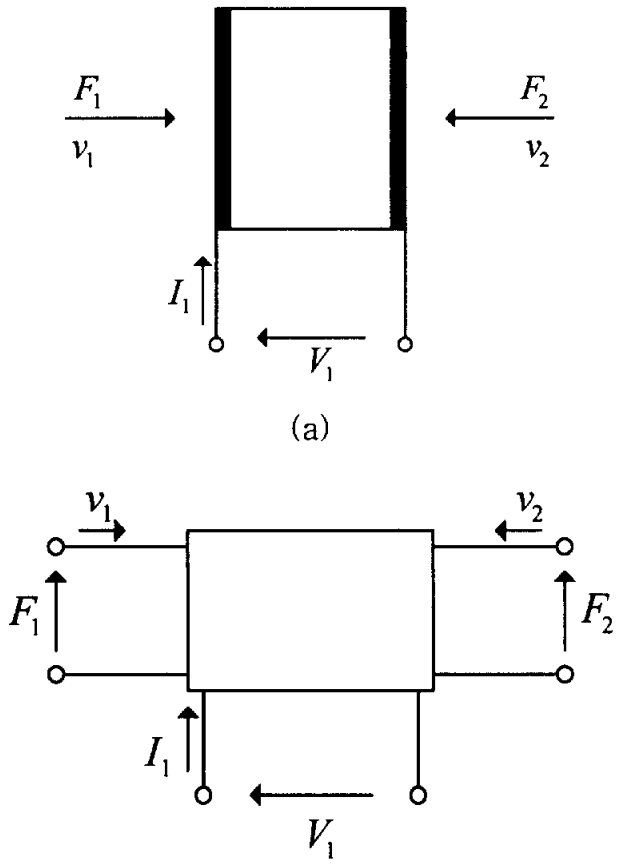


그림 2.4. 압전 세라믹의 구동. (a) 압전 세라믹의 다이어그램, (b) 6단자망으로 나타낸 압전 세라믹.

Fig. 2.4. Operation of a piezoelectric ceramic. (a) schematic diagram of a piezoelectric ceramic, (b) piezoelectric ceramic regarded as a six terminal network.

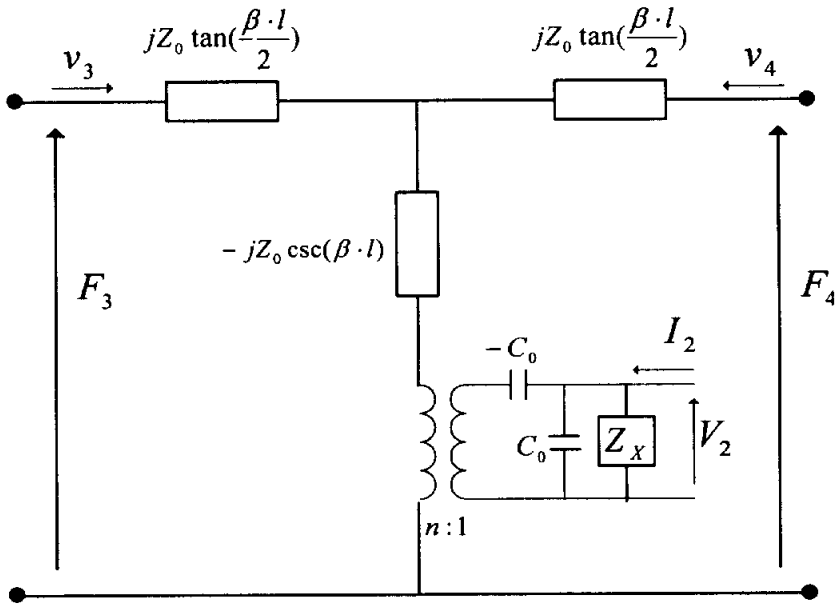


그림 2.5. 전기적인 임피던스 Z_X가 접속된 Mason 등가회로.

Fig. 2.5. Mason's equivalent circuit connected with electric impedance Z_X.

$$\begin{bmatrix} F_3 \\ F_4 \\ V_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{b12} & Z_{b12} & Z_{b13} \\ Z_{b21} & Z_{b22} & Z_{b23} \\ Z_{b31} & Z_{b32} & Z_{b33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_3 \\ v_4 \\ I_2 \end{bmatrix} \qquad (2.2)$$

단, $Z_{b11} = \left.\frac{F_3}{v_3}\right|_{v_4=0, I_2=0} = -jZ_0 \cot \beta l + n^2 Z_c$,

$Z_{b21} = \left.\frac{F_4}{v_3}\right|_{v_2=0, I_2=0} = -jZ_0 \operatorname{cosec} \beta l + n^2 Z_c$,

$Z_{b31} = \left.\frac{V_2}{v_3}\right|_{v_4=0, I_2=0} = nZ_b$,

$Z_{b12} = \left.\frac{F_4}{v_4}\right|_{v_3=0, I_2=0} = -jZ_0 \operatorname{cosec} \beta l + n^2 Z_c$,

$Z_{b22} = \left.\frac{F_4}{v_4}\right|_{v_3=0, I_2=0} = -jZ_0 \cot \beta l + n^2 Z_c$,

$Z_{b32} = \left.\frac{V_2}{v_4}\right|_{v_3=0, I_2=0} = nZ_b$,

$Z_{b13} = \left.\frac{F_3}{I_2}\right|_{v_3=0, v_4=0} = nZ_b$,

$Z_{b23} = \left.\frac{F_4}{I_2}\right|_{v_3=0, v_4=0} = nZ_b$,

$Z_{b33} = \left.\frac{V_2}{I_2}\right|_{v_3=0, v_4=0} = Z_b$

여기서, Z_b는 Z_a와 Z_X에 의한 합성 임피던스, Z_c는 $-Z_a$와 Z_b의 합성 임피던스를 나타낸다.

위의 식에서 $Z_{b11} = Z_{b22}$, $Z_{12} = Z_{21}$, $Z_{13} = Z_{23} = Z_{31} = Z_{32}$이므로 전

기적인 임피던스를 부가한 압전 세라믹의 임피던스 파라미터 행렬은 식 (2.3)과 같이 고칠 수 있다.

$$\begin{bmatrix} F_3 \\ F_4 \\ V_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{b12} & Z_{b12} & Z_{b13} \\ Z_{b12} & Z_{b11} & Z_{b13} \\ Z_{b13} & Z_{b13} & Z_{b33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_3 \\ v_4 \\ I_2 \end{bmatrix} \tag{2.3}$$

그러므로, 그림 2.3과 같이 특성이 같은 두 장의 압전 세라믹을 접착하고 한 장의 압전 세라믹에 전기적인 임피던스 Z_X가 부가된 2층 구조 트랜스듀서는 서로 종속적으로 접속되어 있으므로 그 등가회로는 그림 2.6과 같다. 2층 구조 압전 트랜스듀서의 특성 해석은 그림 2.6의 등가회로에서 임피던스 파라미터를 구함으로써 회로를 해석하는 것이 가능하다.

그림 2.7의 2층 구조 트랜스듀서의 등가회로는 접속 경계면에서 다음의 조건을 만족한다.

$$F_2 = F_3, \quad v_3 = -v_2 \tag{2.4}$$

이 관계를 이용하면 식(2.1)과 식(2.3)으로부터

$$Z_{a12}v_1 + Z_{a11}v_2 + Z_{a13}I_1 = -Z_{b11}v_2 + Z_{b12}v_4 + Z_{b13}I_2$$

$$v_2 = \frac{Z_{b12}v_4 + Z_{b13}I_2 - Z_{a12}v_1 - Z_{a13}I_1}{Z_{a11} + Z_{b11}} \tag{2.5}$$

가 된다.

식(2.4)을 식(2.1)과 식(2.3)에 대입하고, 식(2.5)를 이용하면 식(2.6)과 같다.

$$\begin{bmatrix} F_1 \\ F_4 \\ V_1 \\ V_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{d11} & Z_{d12} & Z_{d13} & Z_{d14} \\ Z_{d12} & Z_{d22} & Z_{d23} & Z_{d24} \\ Z_{d13} & Z_{d23} & Z_{d33} & Z_{d34} \\ Z_{d14} & Z_{d24} & Z_{d34} & Z_{d44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_4 \\ I_1 \\ I_2 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

단, $Z_{a11} + Z_{b11} = Z_{ab}$라고 놓으면

$$Z_{d11} = Z_{a11} - \frac{Z_{a12}^2}{Z_{ab}} \ , \qquad Z_{d12} = \frac{Z_{a12}Z_{b12}}{Z_{ab}} \ ,$$

$$Z_{d13} = Z_{a13} - \frac{Z_{a12}Z_{a13}}{Z_{ab}} \ , \qquad Z_{d14} = \frac{Z_{a12}Z_{b13}}{Z_{ab}} \ ,$$

$$Z_{d22} = Z_{b11} - \frac{Z_{b12}^2}{Z_{ab}} \ , \qquad Z_{d23} = \frac{Z_{a13}Z_{b12}}{Z_{ab}} \ ,$$

$$Z_{d24} = Z_{b13} - \frac{Z_{b12}Z_{b13}}{Z_{ab}} \ , \qquad Z_{d33} = Z_{a33} - \frac{Z_{a13}^2}{Z_{ab}} \ ,$$

$$Z_{d34} = \frac{Z_{a13}Z_{b13}}{Z_{ab}} \ , \qquad Z_{d44} = Z_{b33} - \frac{Z_{b13}^2}{Z_{ab}}$$

여기서, 2층 구조 트랜스듀서 전체의 전압과 전류는 $V = V_1 + V_2$ 및 $I = I_1 = I_2$이므로 식(2.6)은 6단자 임피던스 파라미터 행렬로 식(2.7)과 같이 얻어진다.

$$\begin{bmatrix} F_1 \\ F_4 \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{d11} & Z_{d12} & Z_{d13} + Z_{d14} \\ Z_{d12} & Z_{d22} & Z_{d23} + Z_{d24} \\ Z_{d13} + Z_{d14} & Z_{d23} + Z_{d24} & Z_{d33} + 2Z_{d34} + Z_{d44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_4 \\ I \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

따라서, 그림 2.3의 2층 구조 트랜스듀서에 대하여 일반적인 전기음향 변환기의 6단자 임피던스 파라미터 행렬 형식으로 표현된다.

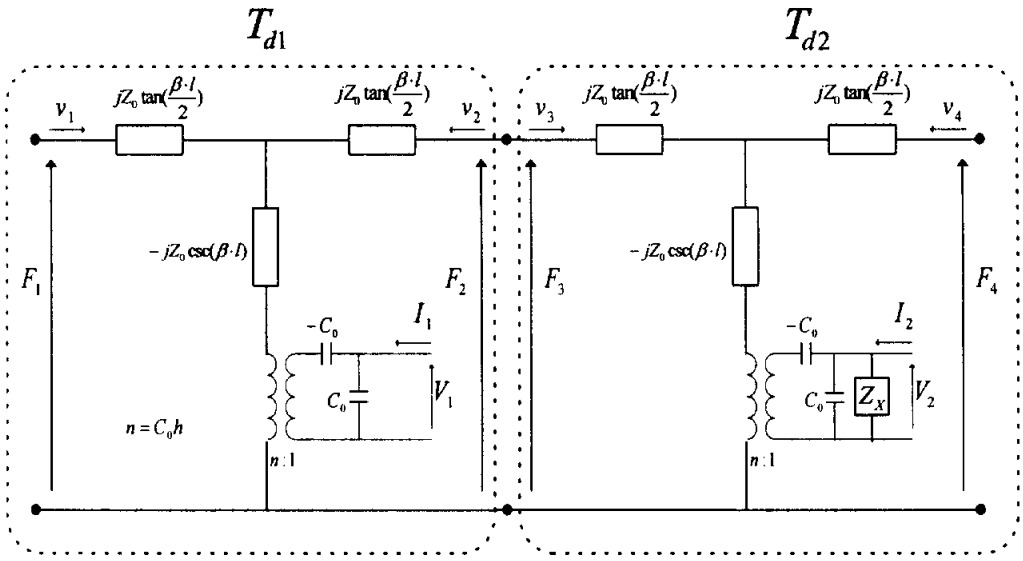


그림 2.6. 2층 구조 트랜스듀서의 등가회로.

Fig. 2.6. Equivalent circuit of the two-layered transducer.

그림 2.7과 같이 2층 구조 트랜스듀서 양단에 배면체와 음향 부하가 접속되어 있을 경우, 배면체의 특성 임피던스를 Z_{L1}, 음향 부하의 특성 임피던스를 Z_{L2}라고 하면, 경계 조건은 식(2.8)과 같다.

$$F_1 = -Z_{L1}\ v_1, \quad F_4 = -Z_{LA}\ v_4 \tag{2.8}$$

식 (2.8)을 식(2.7)에 대입하면 6단자 임피던스 파라미터는 식(2.9)와 같다.

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{d11}+Z_{L1} & Z_{d12} & Z_{d13}+Z_{d14} \\ Z_{d12} & Z_{d22}+Z_{L2} & Z_{d23}+Z_{d24} \\ Z_{d13}+Z_{d14} & Z_{d23}+Z_{d24} & Z_{d33}+2Z_{d34}+Z_{d44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_4 \\ I \end{bmatrix} \tag{2.9}$$

식 (2.9)의 임피던스 파라미터의 행렬식(determinant)을

$$Z_{t1} = \begin{vmatrix} Z_{d11}+Z_{L1} & Z_{d12} & Z_{d13}+Z_{d14} \\ Z_{d12} & Z_{d22}+Z_{L2} & Z_{d23}+Z_{d24} \\ Z_{d13}+Z_{d14} & Z_{d23}+Z_{d42} & Z_{d33}+2Z_{d34}+Z_{d44} \end{vmatrix}$$

$$\begin{aligned} = {} & 2Z_{d12}Z_{d13}Z_{d23} + Z_{L1}Z_{L2}Z_{d33} + 2Z_{L1}Z_{L2}Z_{d34} - Z_{d14}^2 Z_{d22} \\ & - Z_{d14}^2 Z_{L2} - Z_{d11}Z_{d24}^2 - Z_{L1}Z_{d24}^2 - Z_{d13}^2 Z_{d22} - Z_{d13}^2 Z_{L2} \\ & + 2Z_{d12}Z_{d13}Z_{d24} + Z_{d11}Z_{d22}Z_{d33} + 2Z_{d11}Z_{d22}Z_{d34} + Z_{d11}Z_{d22}Z_{d44} \\ & + Z_{d11}Z_{L2}Z_{d33} + 2Z_{d11}Z_{L2}Z_{d34} + Z_{d11}Z_{L2}Z_{d44} - 2Z_{d11}Z_{d24}Z_{d23} \\ & + Z_{L1}Z_{d22}Z_{d33} + 2Z_{L1}Z_{d22}Z_{d34} + Z_{L1}Z_{d22}Z_{d44} + Z_{L1}Z_{L2}Z_{d44} \\ & - 2Z_{L1}Z_{d24}Z_{d23} + 2Z_{d12}Z_{d14}Z_{d23} + 2Z_{d14}Z_{d12}Z_{d24} - 2Z_{d14}Z_{d13}Z_{d22} \\ & - 2Z_{d14}Z_{d13}Z_{L2} - Z_{d11}Z_{d23}^2 - Z_{L1}Z_{d23}^2 - Z_{d12}^2 Z_{d33} - 2Z_{d12}^2 Z_{d34} - Z_{d12}^2 Z_{d44} \end{aligned}$$

라 하면, 입자속도 v_1과 v_4 및 전류 I는 식(2.10)과 식(2.11) 및 식(2.12)와 같다.

$$v_1 = V\frac{Z_{d12}Z_{d23} + Z_{d12}Z_{d24} - Z_{d13}Z_{d22} - Z_{d13}Z_{L2} - Z_{d14}Z_{d22} - Z_{d14}Z_{L2}}{Z_{t1}} \tag{2.10}$$

$$v_4 = V\frac{-Z_{d11}Z_{d23} - Z_{d11}Z_{d24} - Z_{L1}Z_{d23} - Z_{L1}Z_{d24} + Z_{d12}Z_{d13} + Z_{d12}Z_{d14}}{Z_{t1}} \tag{2.11}$$

$$I = V\frac{Z_{d11}Z_{d22} + Z_{d11}Z_{L2} + Z_{L1}Z_{d22} + Z_{L1}Z_{L2} - Z_{d12}^2}{Z_{t1}} \tag{2.12}$$

그러므로, 식(2.12)으로부터 전기단의 입력 측에서 본 입력 어드미던스는 식(2.13)과 같다.

$$Y = \frac{I}{V} = \frac{Z_{d11}Z_{d22} + Z_{d11}Z_{L2} + Z_{L1}Z_{d22} + Z_{L1}Z_{L2} - Z_{d12}^2}{Z_{t1}} \tag{2.13}$$

압전 세라믹의 양 단면에 공기가 접속되어 있을 경우에는 공기의 임피던스는 압전 세라믹의 임피던스에 비해 매우 작으므로 공기와의 경계에서 임피던스는 무시할 수 있다. 따라서, 식(2.9)에서 Z_{L1}, Z_{L2}를 0으로 두어 어드미턴스 Y를 구할 수 있다.

그림 2.7은 2층 구조 트랜스듀서 양단에 음향부하와 배면체가 접속된 경우이다. 그림에서는 전기단의 입력 측에서 본 입력 임피던스를 Z, 입력 파워를 P_{in}, 음향부하에서의 출력 음향파워를 P_{L2}라고 하면

입력 임피던스는 $Z=1/Y=V/I$ 이며, 이것은 식(2.14)와 같이 제동 임피던스와 전기단자에서 본 기계단의 임피던스 Z_m의 합으로 놓을 수 있다.

$$Z=\frac{1}{jwC_0}+Z_m \tag{2.14}$$

여기서, Z_m은 동 음향 임피던스(motional acoustic impedance)이다.

따라서, ab단자에 전달된 복소 파워 P_{in}은 제동 임피던스에 전달된 복소 파워와 동 음향 임피던스 Z_m에 전달된 복소 파워 P_m의 합으로 식(2.15)와 같다.

$$P_{in}=\frac{VI^*}{2}=\left(\frac{1}{jwC_0}+Z_m\right)\frac{|I|^2}{2}=\frac{|I|^2}{2jwC_0}+P_m \tag{2.15}$$

단, $P_m=Z_m|I|^2/2$

또한, 전기단에 흐르는 전류 I는 식(2.14)를 이용하면 다음과 같다.

$$I=\frac{V_g}{R_g+Z_m+(1/jwC_0)} \tag{2.16}$$

단, V_g : 구동전압, R_g : 구동전원의 내부저항

Z_m의 실수부와 허수부를 각각 R_m과 X_m이라 하고 식(2.16)을 이용하면 P_m은 식(2.17)과 같이 구할 수 있다.

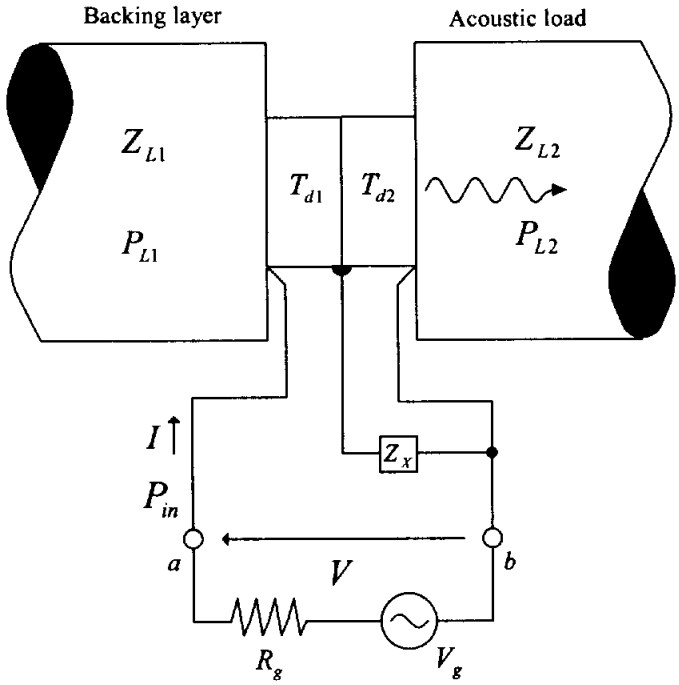


그림 2.7. 트랜스듀서로부터 음향부하로의 파워 전달.

Fig. 2.7. Power transmitting an acoustic impedance from the transducer.

$$P_m = \frac{Z_m |V_g|^2}{2[(R_g + R_m)^2 + (X_m - (1/wC_0))^2]} \tag{2.17}$$

음향부하로 출력되는 음파를 평면파로 가정하면 음향부하의 특성 임피던스 Z_{L2}는 실수이므로 Z_{L2}에 전달되는 파워는 유효파워이며, 트랜스듀서에 손실이 없다고 가정하면 식(2.18)과 같이 놓을 수 있으므로 Z_{L2}에 전달되는 파워 P_{L2}는 식(2.19)와 같다.

$$Re[P_3] = Re[P_m] = P_{L2} \tag{2.18}$$

$$P_{L2} = \frac{R_m |V_g|^2}{2[(R_g + R_m)^2 + (X_m - (1/wC_0))^2]} \tag{2.19}$$

한편, 전원으로부터 Z_{L2}에 전달되는 파워가 최대가 되기 위한 조건은 $X_m = 1/wC_0$, 즉, 내부저항 R_g가 R_m과 같을 때이므로 최대 전달 파워는 식(2.20)와 같다.

$$P_g = \frac{|V_g|^2}{8R_g} \tag{2.20}$$

여기서, 식(2.19)와 식(2.20)의 비를 표준화 파워 전달함수라고 하며 식(2.21)과 같다. 이 표준화 파워 전달함수는 구동원으로부터 음향 부하에 주파수에 따른 파워 전달 비를 구할 수 있다.

$$H_p(w) = \frac{P_{L2}}{P_g} = \frac{4R_g R_m}{[R_g + R_m]^2 + [X_m - (1/wC_0)]^2} \tag{2.21}$$

2.3. 실용 모델의 제안 및 특성 해석

압전 세라믹은 공간상의 표적을 추정하거나, 생체 내부의 형태 진단 등에 많이 사용되고 있다. 이런 응용분야에 압전 세라믹을 센서로 사용할 경우, 음향 부하와의 임피던스 정합 및 센서 보호 등의 이유로 압전 세라믹에 정합층 및 배면체를 접속하여 사용한다. 그러므로, 실제로 사용되어지는 압전 트랜스듀서는 정합층 및 배면체의 매질 특성과 두께에 따라 주파수 특성 및 효율이 변한다. 또한, 2층 구조 트랜스듀서에서 두 장의 압전 세라믹의 접착부는 낮은 주파수의 공진 모드를 가지는 경우, 즉, 두께가 두꺼운 압전 세라믹으로 이루어진 2층 구조 트랜스듀서를 해석할 경우에는 접착층의 두께가 압전 세라믹의 두께에 비해 매우 작으므로 무시할 수 있다. 그러나, 높은 주파수의 기본 공진 모드를 가지는 경우, 즉, 두께가 얇은 압전 세라믹으로 이루어진 2층 구조 트랜스듀서를 해석할 경우에는 접착층을 고려하여 해석되어야 한다.

따라서, 이 절에서는 2층 구조 트랜스듀서에 대해 정합층 및 접착층을 고려하여 해석을 수행하고자 한다. 정합층과 및 접착층이 고려된 2층 구조 트랜스듀서의 구성도를 그림 2.9에 나타내었다. 이 2층 구조 트랜스듀서의 양 단면에 부착된 음향부하 및 배면체의 음향 특성 임피던스를 Z_{L1} 및 Z_{L2}라 하고, 접착층과 정합층을 T형 전송선로로 등가하면 그림 2.8의 2층 구조 트랜스듀서는 그림 2.9와 같이 등가된다. 따라서, 정합층 및 접착층을 고려한 2층 구조 압전 트랜스듀서의 특성 해석은 그림 2.9의 등가회로에서부터 2.1절과 같이 임피던스 파라미터를 구함으로써 회로를 해석하는 것이 가능하다.

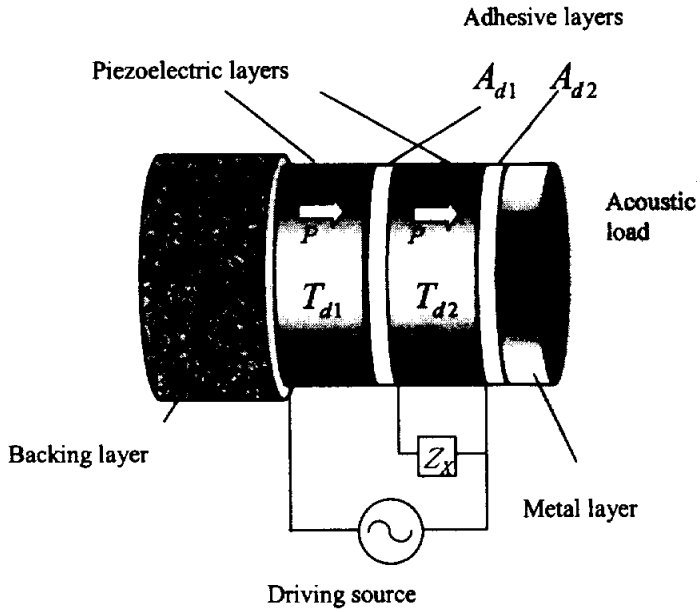


그림 2.8. 배면체 및 정합층이 접속된 2층 구조 트랜스듀서.

Fig. 2.8. Two-layered transducer with the backing and matching layer.

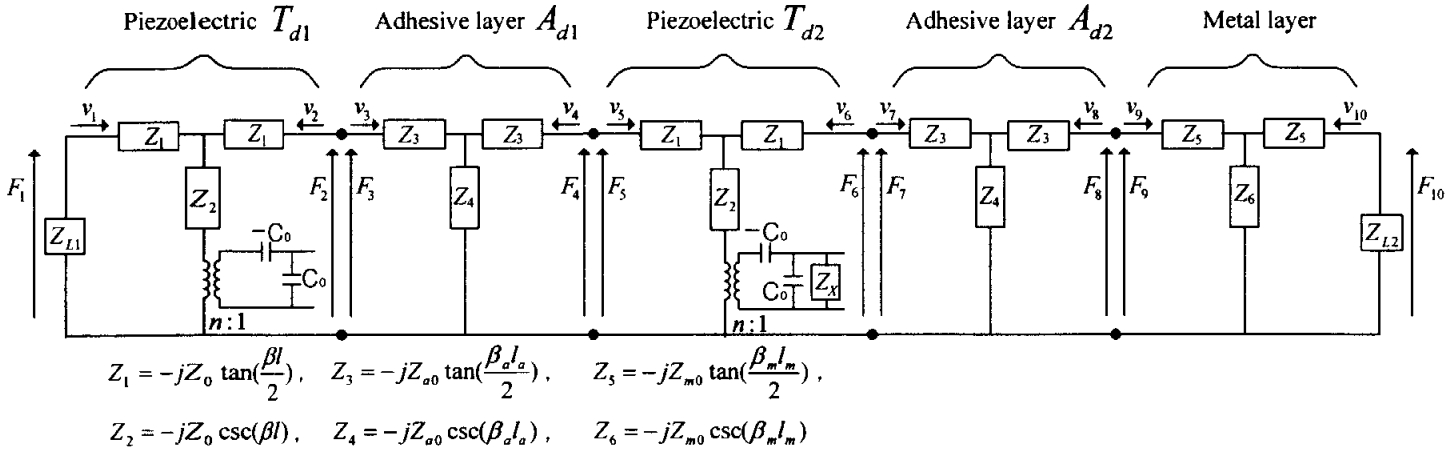


그림 2.9. 접착층 및 정합층이 고려된 2층 구조 트랜스듀서의 등가회로.

Fig. 2.9. Equivalent circuit of the two-layered transducer considered adhesive and matching layer.

압전 세믹에 전기적인 수동소자를 부가하지 않은 T_{d1}에 대한 임피던스 파라미터는 식(2.1)과 같고 전기적인 수동소자를 부가한 T_{d2}는 식(2.3)으로부터 식(2.22)와 같다.

$$\begin{bmatrix} F_5 \\ F_6 \\ V_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{b12} & Z_{b12} & Z_{b13} \\ Z_{b12} & Z_{b11} & Z_{b13} \\ Z_{b13} & Z_{b13} & Z_{b33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_5 \\ v_6 \\ I_2 \end{bmatrix} \tag{2.22}$$

또한 접착층 A_{d1}과 A_{d2} 및 정합층에 대한 임피던스 파라미터는 식(2.23), 식(2.24) 및 식(2.25)와 같다.

$$\begin{bmatrix} F_3 \\ F_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{e11} & Z_{e12} \\ Z_{e21} & Z_{e22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_3 \\ v_4 \end{bmatrix} \tag{2.23}$$

$$\begin{bmatrix} F_7 \\ F_8 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{e11} & Z_{e12} \\ Z_{e21} & Z_{e22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_7 \\ v_8 \end{bmatrix} \tag{2.24}$$

$$\begin{bmatrix} F_9 \\ F_{10} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{f11} & Z_{f12} \\ Z_{f21} & Z_{f22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_9 \\ v_{10} \end{bmatrix} \tag{2.25}$$

단, $Z_{e11} = Z_{e22} = -jZ_{a0}\cot\beta_a l_a$, $Z_{e12} = Z_{e21} = -jZ_{a0}\csc\beta_a l_a$,

$Z_{f12} = Z_{f21} = -jZ_{m0}\csc\beta_m l_m$, $Z_{f11} = Z_{f22} = -jZ_{m0}\cot\beta_m l_m$,

Z_{a0}, Z_{m0} : 접착층 및 정합층의 특성 기계 임피던스,

β_a, β_m, l_a, l_m : 접착층과 정합층의 각각 파수 및 두께이다.

먼저, 압전 세라믹 T_{d1}과 접착층 A_{d1}에서 $F_2 = F_3$, $v_3 = -v_2$이므로 식(2.1)과 식(2.23)에 대입하여 정리하면 다음 식과 같이 얻어진다.

$$\begin{bmatrix} F_1 \\ F_4 \\ V_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{g11} & Z_{g12} & Z_{g13} \\ Z_{g12} & Z_{g22} & Z_{g23} \\ Z_{g13} & Z_{g23} & Z_{g33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_4 \\ I_1 \end{bmatrix} \tag{2.26}$$

단, $Z_{a11}+Z_{e11}=Z_{ae}$라고 놓으면

$$Z_{g11}=Z_{a11}-\frac{Z_{a12}^2}{Z_{ae}}\ , \qquad Z_{g12}=\frac{Z_{a12}Z_{e12}}{Z_{ae}}\ ,$$

$$Z_{g13}=Z_{a13}-\frac{Z_{a12}Z_{a13}}{Z_{ae}}\ , \qquad Z_{g22}=Z_{e11}-\frac{Z_{e12}^2}{Z_{ae}}\ ,$$

$$Z_{g23}=\frac{Z_{a13}Z_{e12}}{Z_{ae}}\ , \qquad Z_{g33}=Z_{a33}-\frac{Z_{a13}^2}{Z_{ae}}$$

다음으로, 전기적인 수동소자가 부가된 T_{d2}와 접착층 A_{d2}에서 $F_6=F_7$, $v_6=-v_7$이므로 식(2.22)과 식(2.24)에서부터 식과 같이 된다.

$$\begin{bmatrix} F_5 \\ F_8 \\ V_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{h11} & Z_{h12} & Z_{h13} \\ Z_{h12} & Z_{h22} & Z_{h23} \\ Z_{h13} & Z_{h23} & Z_{h33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_5 \\ v_8 \\ I_2 \end{bmatrix} \tag{2.27}$$

단, $Z_{b11}+Z_{e11}=Z_{be}$라고 놓으면

$$Z_{h11}=Z_{b11}-\frac{Z_{b12}^2}{Z_{be}}\ , \qquad Z_{h12}=\frac{Z_{b12}Z_{e12}}{Z_{be}}\ ,$$

$$Z_{h13}=Z_{b13}-\frac{Z_{b12}Z_{b13}}{Z_{be}}\ , \qquad Z_{h13}=Z_{b13}-\frac{Z_{b12}Z_{b13}}{Z_{be}}\ ,$$

$$Z_{h22}=Z_{e11}-\frac{Z_{e12}^2}{Z_{be}}\ , \qquad Z_{h23}=\frac{Z_{b13}Z_{e12}}{Z_{be}}\ ,$$

$$Z_{h33} = Z_{b33} - \frac{Z_{b13}^2}{Z_{be}}$$

이 된다.

또한, $F_8 = F_9$, $v_8 = -v_9$이므로 식(2.25)와 식(2.27)에 대입하여 정리하면

$$\begin{bmatrix} F_5 \\ F_{10} \\ V_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{i11} & Z_{i12} & Z_{i13} \\ Z_{i12} & Z_{i22} & Z_{i23} \\ Z_{i13} & Z_{i23} & Z_{i33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_5 \\ v_{10} \\ I_2 \end{bmatrix} \tag{2.28}$$

단, $Z_{h22} + Z_{f11} = Z_{hf}$ 라고 놓으면

$$Z_{i11} = Z_{h11} - \frac{Z_{h12}^2}{Z_{hf}} \quad , \qquad Z_{i12} = \frac{Z_{h12}Z_{f12}}{Z_{hf}} \quad ,$$

$$Z_{i13} = Z_{h13} - \frac{Z_{h12}Z_{h23}}{Z_{hf}} \quad , \qquad Z_{i22} = Z_{f11} - \frac{Z_{f12}^2}{Z_{hf}} \quad ,$$

$$Z_{i23} = \frac{Z_{h23}Z_{f12}}{Z_{hf}} \quad , \qquad Z_{i33} = Z_{h33} - \frac{Z_{h23}^2}{Z_{hf}}$$

이 된다.

끝으로, $F_4 = F_5$, $v_4 = -v_5$을 이용하여 식(2.26)과 식(2.28)를 합성하면

$$\begin{bmatrix} F_1 \\ F_{10} \\ V_1 \\ V_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{j11} & Z_{j12} & Z_{j13} & Z_{j14} \\ Z_{j12} & Z_{j22} & Z_{j23} & Z_{j24} \\ Z_{j13} & Z_{j23} & Z_{j33} & Z_{j34} \\ Z_{j14} & Z_{j24} & Z_{j34} & Z_{j44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_4 \\ I_1 \\ I_2 \end{bmatrix} \tag{2.29}$$

단, $Z_{g22} + Z_{i11} = Z_{gi}$라고 놓으면

$$Z_{j11} = Z_{g11} - \frac{Z_{g12}^2}{Z_{gi}} \quad , \qquad Z_{d12} = \frac{Z_{g12}Z_{i12}}{Z_{gi}} \quad ,$$

$$Z_{d13} = Z_{g13} - \frac{Z_{g12}Z_{g23}}{Z_{gi}} \quad , \qquad Z_{j14} = \frac{Z_{g12}Z_{i13}}{Z_{gi}} \quad ,$$

$$Z_{j22} = Z_{i22} - \frac{Z_{i12}^2}{Z_{gi}} \quad , \qquad Z_{j23} = \frac{Z_{g23}Z_{i12}}{Z_{gi}} \quad ,$$

$$Z_{j24} = Z_{i23} - \frac{Z_{i12}Z_{i13}}{Z_{gi}} \quad , \qquad Z_{j33} = Z_{g33} - \frac{Z_{g23}^2}{Z_{gi}} \quad ,$$

$$Z_{j34} = \frac{Z_{g23}Z_{i13}}{Z_{gi}} \quad , \qquad Z_{j44} = Z_{i33} - \frac{Z_{i13}^2}{Z_{gi}}$$

이 된다.

2층 구조 트랜스듀서에 인가되는 전압과 전류는 각각 $V = V_1 + V_2$와 $I = I_1 = I_2$이며, 이 관계식을 식(2.29)에 대입하면 식(2.30)와 같이 6단자 임피던스 파라미터 행렬로 된다.

$$\begin{bmatrix} F_1 \\ F_{10} \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{j11} & Z_{j12} & Z_{j13} + Z_{j14} \\ Z_{j12} & Z_{j22} & Z_{j23} + Z_{j24} \\ Z_{j13} + Z_{j14} & Z_{j23} + Z_{j24} & Z_{j33} + 2Z_{j34} + Z_{j44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_{10} \\ I \end{bmatrix} \quad (2.30)$$

따라서, 접착층과 정합층을 고려할 경우에도 일반적인 전기 음향 변환기의 6단자 임피던스 파라미터 행렬과 같이 식(2.30)으로 나타낼 수 있다. 음향부하 및 배면체가 접속된 경우에는 배면체와 음향부하의 특성 임피던스가 Z_{L1} 및 Z_{L2}라고 하면, 식(2.31)의 경계 조건에 의해 식(2.32)와 같이 된다.

$$F_1 = -Z_{L1} v_1, \qquad F_{10} = -Z_{L2} v_{10} \tag{2.31}$$

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{j11} + Z_{L1} & Z_{j12} & Z_{j13} + Z_{j14} \\ Z_{j12} & Z_{j22} + Z_{L2} & Z_{j23} + Z_{j24} \\ Z_{j13} + Z_{j14} & Z_{j23} + Z_{j24} & Z_{j33} + 2Z_{j34} + Z_{j44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_{10} \\ I \end{bmatrix} \tag{2.32}$$

위 식으로부터 2.1절과 동일한 방법으로 접착층과 정합층을 고려한 2층 구조 트랜스듀서의 어드미턴스 및 표준화 파워 전달함수를 구할 수 있다.

2.4. 전기적인 임피던스에 의한 특성 변화 해석

2층 구조 트랜스듀서의 전기단자에 부가된 전기적인 임피던스와 정합층을 결정하기 위해 표준화 파워 전달 함수를 이용하여 주파수 특성을 계산하였다. 여기서, 음향부하는 물, 구동전원의 내부저항은 50 Ω으로 하였다.

배면체가 공기일 때, 두께 방향으로 진동하는 한 장의 원형 압전 트랜스듀서와 전기단자에 임피던스를 부가하지 않은 2층 구조 트랜스듀서의 표준화 파워 전달 함수에 대한 주파수 특성을 그림 2.10에 나타내었다. 그림 2.10의 결과에서 2층 구조 트랜스듀서의 공진 주파수는 한 장의 공진 모드는 상쇄되고 전체를 두께로 하는 주파수를 기본 공진 주파수로 하고 그 기수배가 발생함을 보이고 있다. 이것은 앞에서 언급한 바와 같이 접착부에서의 변위는 크기가 같고 방향이 반대이므로 서로 상쇄되기 때문에 전체의 두께로 기본 공진 주파수가 정해지기 때문이다.

그림 2.3과 같은 2층 구조 트랜스듀스 구성에서 압전 세라믹 T_{d2}의 전기단자에 부가된 전기적인 임피던스의 성질과 크기에 따른 2층 구조 트랜스듀서의 주파수 특성을 계산하였다. 일반적으로 전기적인 수동소자의 종류는 소비성을 가지는 저항, 유도성을 가지는 인덕터와 용량성을 가지는 커패시터 등으로 분류된다. 그림 2.11, 그림 2.12, 그림 2.13에서는 각각 접속된 임피던스가, 저항 R_X, 인덕턴스 L_X 및 커패시턴스 C_X일 때 주파수 특성이다. 계산에서 실제 설계되는 트랜스듀서에는 배면체가 접속되므로, 이후 모든 수치 계산의 조건에서 배면체와 음향부하는 엑폭시와 물로 하였다. 그리고 계산 결과의 x축은 한 장의 압전 세라믹의 공진 주파수 f_0로 규격화하였으며, y축

은 압전 세라믹의 제동용량 C_0로 규격화하였다.

전기적인 임피던스 Z_X가 저항인 경우, 그림 2.11의 결과와 같이 저항이 매우 작을 때는 한 장의 압전 세라믹의 기본 공진 주파수 f_0와 같은 제 2차 공진 모드가 나타나고 있으나, 저항 값이 증가할수록 그 크기가 감소함을 보이고 있다. 이것은 저항의 값이 매우 작을 경우에는 압전 세라믹 T_{d2}의 전기단은 단락된 것과 같으므로 T_{d1}만 동작을 한다. 그리고 저항이 증가하면 T_{d1}로부터 전달된 파워는 저항에 의해 소비되어 음향부하의 파워 전달이 작아지므로 그 크기가 감소된다. Z_X가 인턱턴스인 경우에는 그림 2.12와 같이 공진 모드에 많은 변화가 나타남을 보이고 있다, 이것은 접속된 인턱턴스의 변화에 따라 압전 세라믹이 가지고 있는 용량성분과 공진이 되어 복잡한 변화가 나타나기 때문이다. Z_X가 커패시턴스로 접속된 경우에는 그림 2.13과 같이 커패시턴스를 부가하고 이 값이 증가할수록 기본 공진 주파수 $f_0/2$의 두 배인 f_0에서 제 2차 공진 모드가 발생되고, 파워의 크기가 증가함을 보이고 있다. 따라서, 커패시턴스를 접속할 경우, 용량의 크기 변화에 따른 주파수 특성 변화가 안정하므로 2층 구조 트랜스듀서의 제어가 용이할 것으로 사료된다.

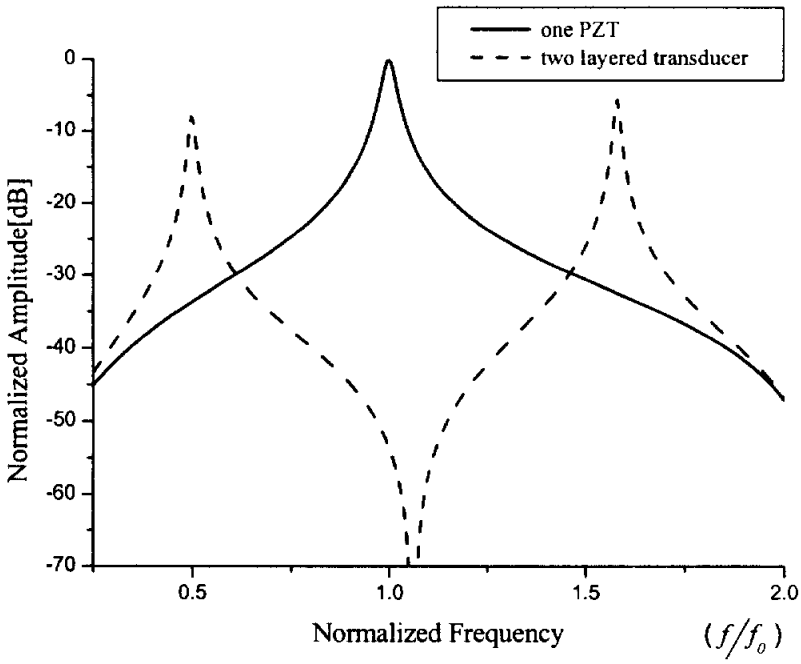


그림 2.10. 전기적인 임피던스 Z_X를 부가하지 않을 경우 2층 구조 트랜스듀서의 주파수 응답.

Fig. 2.10. Frequency response of the two-layered transducer without electric impedance Z_X.

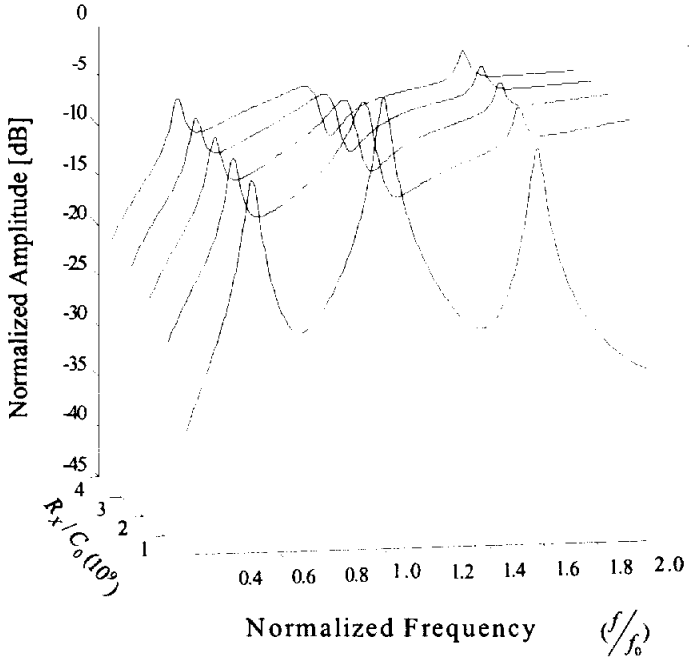


그림 2.11. 저항 R_X의 변화에 따른 주파수 응답.

Fig. 2.11. Frequency response for various resistance R_X.

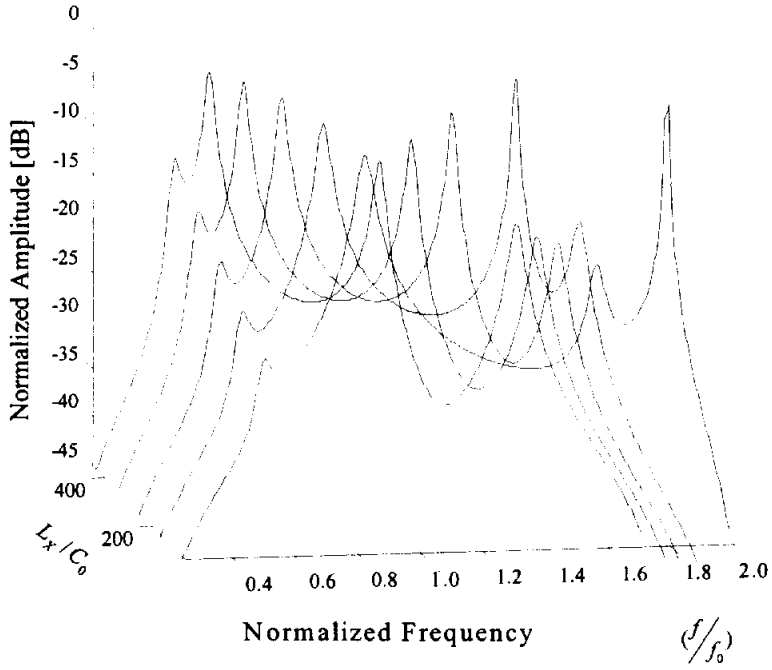


그림 2.12. 인덕턴스 L_X의 변화에 따른 주파수 응답.

Fig. 2.12. Frequency response for various inductance L_X.

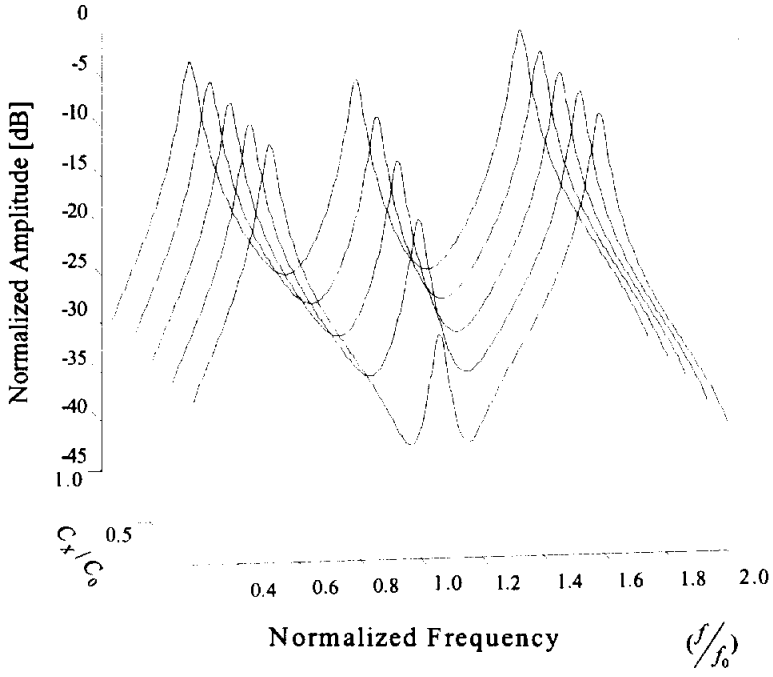


그림 2.13. 커패시턴스 C_X의 변화에 따른 주파수 응답.

Fig. 2.13. Frequency response for various capacitance C_X.

2.5. 정합층과 접착층의 영향

접착층과 정합층을 고려한 해석은 주파수 특성 제어가 용이한 커패시터 C_X를 접속하여 해석하였다.

2층 구조 트랜스듀서는 특성이 같은 두 장의 압전 세라믹을 접착하므로 접착층이 생긴다. 이것은 특히 접착층의 두께가 얇은, 즉, 높은 기본 공진 주파수를 가지는 압전 세라믹을 이용하여 설계된 2층 구조 트랜스듀스의 주파수 특성에 많은 영향을 준다. 그림 2.14는 접착층을 고려한 파워에 대한 주파수 특성이다. 접착층의 매질은 압전 세라믹을 센서로 제작할 때 일반적으로 많이 사용하는 엑폭시로 하였으며, 부가한 커패시터의 규격화 용량은 2로 하였고, 접착층의 두께 t는 한 장의 압전 세라믹 두께 t_0로 규격화하였다. 결과에서 제 2차 공진 주파수는 변화가 없으나, 기본 공진 주파수는 낮은 대역으로 이동함을 보이고 있다. 이것은 기본 공진 주파수는 전체의 두께에 의해 결정되므로 접착층의 두께에 의해 전체의 두께가 변화하기 때문이다. 일반적으로 정합층은 트랜스듀서와 음향부하의 특성 임피던스를 정합하므로써 트랜스듀서로부터 출력 파워를 극대화시키기 위해 사용하며, 이런 이유 외에도 센서의 보호와 주파수 특성을 제어하기 위해 부가하기도 한다. 정합층에 금속 매질을 부가한 경우, 정합층의 두께에 따른 주파수 특성을 그림 2.15에 나타내었다. 여기서, 커패시터의 규격화 용량은 2, 접착층의 규격화 두께는 3×10^{-2}로 하였다. 접착층 두께 변화 따른 결과에서는 제 2차 공진 주파수의 변화는 없었다. 그러나, 방사면에 접속한 금속층의 변화에 따른 주파수 특성은 기본 공진 주파수와 제 2차 공진 주파수 모두 낮은 대역으로 이동함을 보이고 있다. 또한 제 2차 공진 주파수가 기본 공진 주파수보다 많이 변화하고 있음을 보이고 있다.

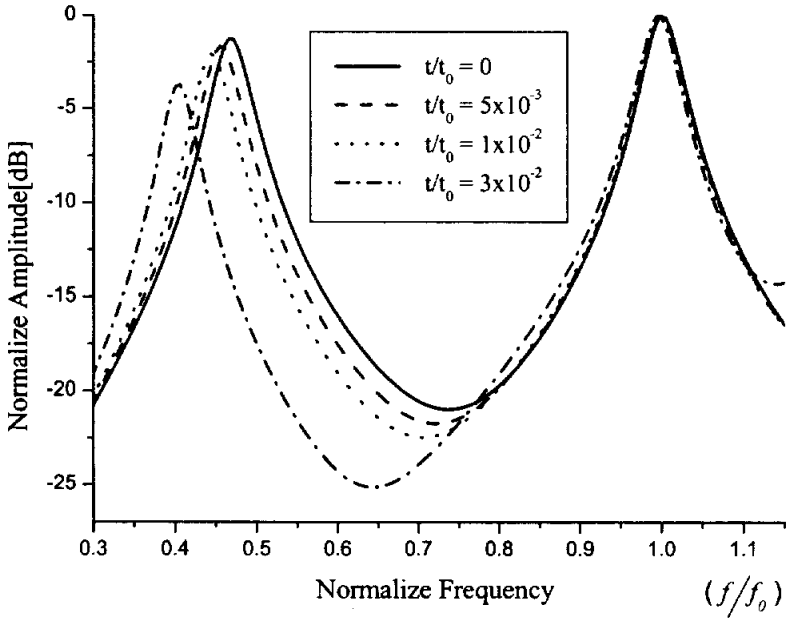


그림 2.15. 접착층 두께 변화에 따른 주파수 응답.

Fig. 2.15. Frequency response for various thickness of adhesive layer.

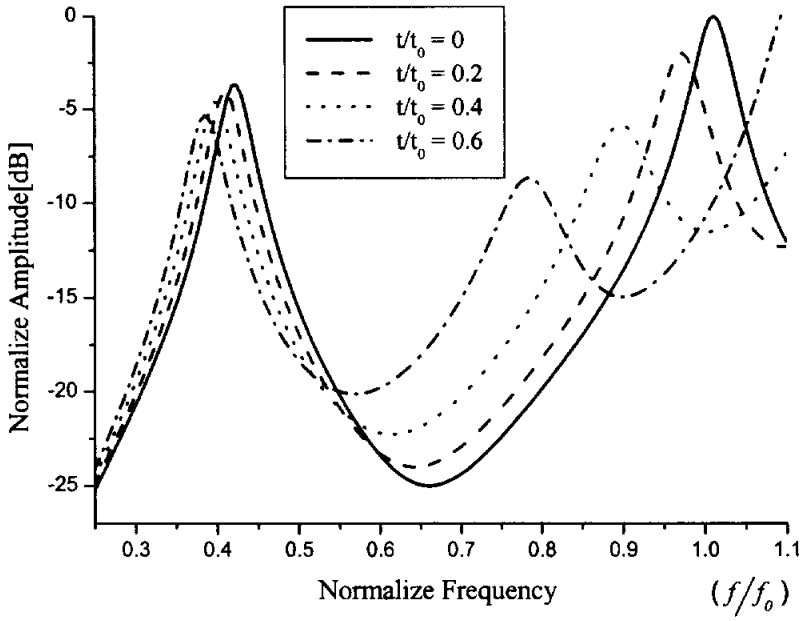


그림 2.16. 정합층 두께 변화에 따른 주파수 응답.

Fig. 2.16. Frequency response for various thickness of matching layer.

2.6. 결 론

압전 세라믹의 공진 특성은 기본 공진 모드와 그 기수배 공진 모드만을 가진다. 본 장에서는 공진 특성이 기본 공진 모드와 그 정수배 모드를 가지는 2층 구조 트랜스듀서를 이론 해석하였다. 2층 구조 트랜스듀서의 구성은 특성이 같은 두 장의 압전 세라믹을 분극 방향이 같게 하여 접착하고 한 장의 전기단자에 전기적인 임피던스가 접속된 구조이다. 이 2층 구조 트랜스듀서를 Mason 등가회로로부터 임피던스 파라미터를 구하는 것에 의해 해석 하고, 유도된 표준화 파워 전달 함수에 대한 주파수 특성을 조사하였다.

먼저, 전기 단자에 접속된 전기적인 임피던스의 종류에 따라 2층 구조 트랜스듀서의 주파수 특성을 계산하였다. 그 결과 저항을 접속할 경우에는 제 2차 공진 주파수의 파워 손실이 발생하고, 저항이 아주 작은 범위에서 그 공진 주파수의 크기 변화가 나타나므로 저항을 이용하여 주파수 특성을 제어하기에 곤란하다. 그리고 인턱턴스를 사용할 경우에는 압전 세라믹의 제동 용량과 공진 작용을 하여 공진 모드의 변화가 다양하게 나타나 정확한 제어가 어렵다. 끝으로 커패시터를 이용할 경우에는 커패시터의 변화에 따라 안정한 변화를 보이고 있다. 그러므로 특성 변화의 예측이 용이하다. 그리고 커패시터의 변화에 따라 제 2차 공진 주파수의 크기만이 제어된다. 이 특성을 이용하면 트랜스듀서에서 방사되는 음압을 외부의 부가적인 회로 없이 제어할 수 있어 여러 응용에 적용되리라 기대된다.

다음은 2층 구조 트랜스듀서의 제작 과정에서 발생되는 접착층과 트랜스듀서의 보호 등의 이유로 접속된 금속층의 두께에 따른 주파수 특성을 조사하였다. 그 결과 접착층의 두께에 따른 주파수 특성 변화는 제 2차 공진 모드의 주파수는 변화가 없으나, 기본 공진 모드

의 주파수는 낮은 대역으로 변화하고 있음을 확인할 수 있었다. 금속층의 두께 변화에 따른 특성 변화는 기본 공진 모드와 제 2차 공진 모드의 주파수가 모두 낮은 대역으로 이동하고, 그 변화 정도는 기본 공진 모드에 비해 제 2차 공진 모드의 주파수 변화가 많은 것으로 확인되었다. 이것은 2층 구조 트랜스듀서를 음파의 비선형성 측정 등에 적용할 경우에는 제 2차 공진 모드의 주파수는 기본 공진 모드의 주파수에 두 배가 되어야 한다. 그러나 접착층에 의해 제 2차 공진 주파수는 기본 공진 주파수의 두 배 이상이 된다. 이것은 방사면에 금속층을 부가하면 제 2차 공진 주파수를 기본 공진 모드의 두 배로 제어할 수 있다. 따라서, 기본 공진 모드 주파수와 그 두 배의 공진 모드 주파수를 동시에 사용할 수 있어 2층 구조 트랜스듀서는 음파의 비선형 측정에 적용될 수 있으리라 기대된다.

제 3 장 초음파 트랜스듀서 어레이의 지향 특성 제어에의 응용

3.1. 서 론

공간상의 표적을 추정하거나, 생체 내부의 형태를 진단하려면 물리적 특성과 기하학적 구조, 위치 등의 정보 등을 알고 있는 초음파 트랜스듀서 어레이로 음파를 방사하고, 표적 또는 생체 내부로부터 반사되는 신호만을 검출하여 다양한 특성을 추출 해내야 한다. 그러나 .초음파 트랜스듀서 어레이로 수신된 신호는 표적의 반사 특성, 다중 전파 경로에 의한 영향, 주변의 환경에 의한 잡음 등에 의해 수신 신호가 복잡한 형태로 나타난다. 따라서 송신 및 수신 초음파 빔은 목적 대상의 특성과 운용상황에 부합하는 적절한 지향 특성을 형성할 수 있어야 한다.

초음파 트랜스듀서 어레이의 지향 특성은 일반적으로 진동자의 방사 면적, 진동자간의 거리, 진폭 가중치 등에 의해 결정된다. 그러나 진동자간의 거리 및 방사 면적은 트랜스듀서 어레이의 제작과정에서 사용 목적에 맞게 최적화 과정을 통해 고정되어 진다[38].

사용 목적에 맞는 지향특성을 갖기 위한 진폭 가중치는 주어진 허용 부엽 준위에 대하여 가장 작은 빔폭을 가지는 돌프-체비세프(Dolph-Chebyshev) 기법에 의해 얻어질 수 있다[39].

이러한 진폭 가중치를 구현하는 방법으로는 전기단에 접속한 변압기의 권선비를 조절하는 방법, 혹은 디지털 구동장치를 사용하여 각 소자에 인가하는 진폭비를 직접 제어하는 방법 등이 있다.

이 장에서는 2층 구조 트랜스듀서를 사용하여 진동자의 전기단에 있어서 입력 조건을 변화시키는 기존의 방법과는 달리 진동자 자체

의 특성 변화로 인한 음향단의 출력 변화를 이용하여 가중치를 구현하였다. 이것의 구현은 2층 구조 트랜스듀스가 전기 단자에 커패시턴스에 의해 제 2차 공진 모드 주파수의 음향 파워를 제어할 수 있는 것에 의해 가능하며, 진동자의 특성을 제어하기 위해 사용하는 전기적인 용량은 트랜스듀서 어레이의 제작 후에도 조절이 가능하므로 사용 목적에 따른 지향성 변화를 얻기에 용이하리라 기대된다. 따라서, 본 장에서는 2층 구조 트랜듀서를 이용한 트랜스듀서 어레이의 동작 원리를 설명한다. 또한 제작한 트랜스듀서 및 어레이의 동작 특성을 이론 및 실험적으로 해석하여 2층 구조 트랜스듀서가 지향 특성을 가변할 수 있는 트랜스듀서 어레이에 유용함을 확인한다.

3.2. 초음파 어레이의 지향 함수

홀수개의 동일한 등 간격의 진동 요소로 이루어진 선형 배열을 그림 3.1에 나타내었다. 이 어레이의 복소 개구함수 $A(f,\ x)$는 다음과 같이 표현된다.

$$A(f,x) = \sum_{n=-(N-1)/2}^{(N-1)/2} c_n\ e(f,\ x-nd) \tag{3.1}$$

단, N : 진동요소의 총수, d : 요소간 중심 거리,

c_n : n번째 요소의 복소 가중치, $e(f,\ x)$ 요소함수

가장 간단한 점음원의 경우 요소함수 $e(f,\ x)$는 델타함수로 나타낼 수 있다. 따라서, 식(3.1)에 주어진 개구 함수는 다음과 같이 다시 쓸 수 있다.

$$A(f,\ x) = s(x) * e(f,\ x) \tag{3.2}$$

단, $s(x) = \sum_{n=-(N-1)/2}^{(N-1)/2} c_n \delta(x-nd)$,

$e(f,\ x-nd) = e(f,x) * \delta(x-nd)$

따라서, 선형 배열의 지향함수는 선형 어레이 개구 함수인 식(3.2)를 퓨리에 변환하는 것에 의해 식(3.3)과 같이 주어진다.

$$D(f,\ f_X) = S(f_X)\ E(f,\ f_X) \tag{3.3}$$

단, $S(f_X) = \sum_{n=-(N-1)/2}^{(N-1)/2} c_n \exp(j2\pi f_X nd)$

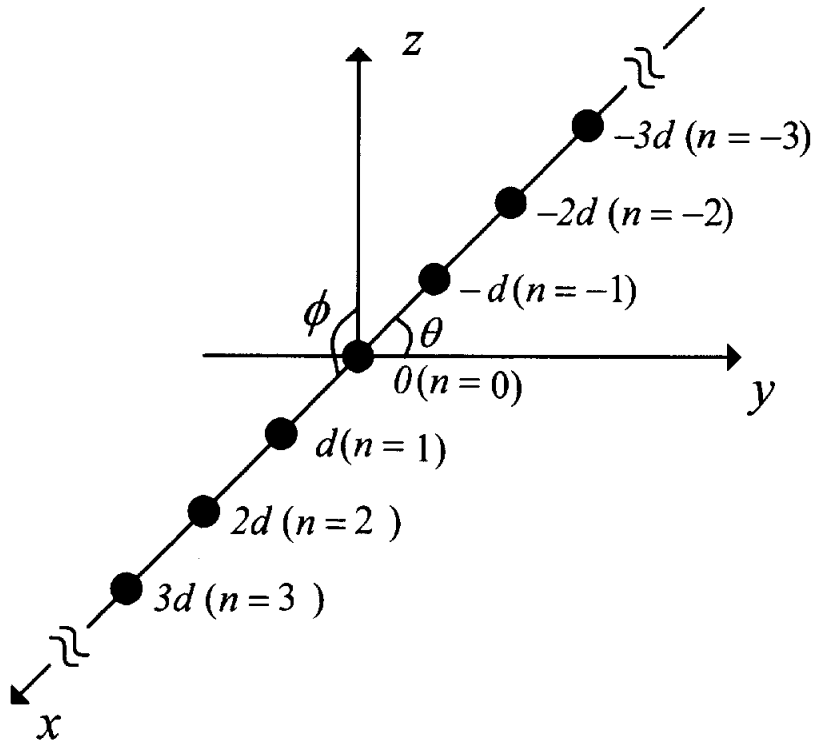


그림 3.1. 동일한 진동자로 구성된 선형 어레이.

Fig. 3.1. Linear array consists of identical transducers.

$f_X = \sin\theta\cos\phi/\lambda$, θ, ϕ : 관측점에 대한 구좌표 방위각,

λ : 파장

만일, 선형 어레이이 원형 트랜스듀서로 이루어져 있다면 $E(f, f_X)$는 다음과 같이 된다[30].

$$E(f, f_X) = a\frac{J_1[(2\pi a/\lambda)\sin\theta]}{(\sin\theta)/\lambda} \tag{3.4}$$

단, a : 진동자의 반경, J_1 : 제 1종 베셀함수

그러므로, 선형 어레이된 트랜스듀서 어레이의 지향함수는 단일 진동요소의 원거리 지향함수와 점음원으로 이루어진 선형 배열의 원거리 지향함수의 곱으로 된다.

선형 배열의 지향함수는 진폭 가중치와 요소간의 중심 거리로 결정된다. 여기서, 복소 가중치는 진폭 가중치와 위상 가중치로 다음과 같이 놓을 수 있다.

$$c_n = a_n\exp(j\theta_n) \tag{3.5}$$

식(3.5)를 이용하여 $S(f_x)$를 다시 고치면

$$S(f_X) = \sum_{n=-(N-1)/2}^{(N-1)/2} a_n\exp(j2\pi f_X nd + \theta_n) \tag{3.6}$$

복소 가중치에서 위상 가중치는 지향함수의 주엽 방향을 제어하고, 진폭 가중치는 주엽의 빔 폭과 부엽의 크기를 제어한다. 따라서, 커패시턴스로 음향 파워를 제어할 수 있는 2층 구조 트랜스듀서를 진동요소로 사용하면, 식(3.6)의 진폭 가중치 a_n이 제어되는 것이므로 트랜스듀서 어레이의 지향 특성을 가변할 수 있다.

3.2. 실험 방법

실험에서 사용한 2층 구조 트랜스듀서는 동일한 특성을 갖는 압전 세라믹 두 장을 접착하고 커패시터 C_X를 한 쪽의 압전체 전기단자에 부가하여 제작하였다. 배면체로는 에폭시를 사용하였으며, 실험에 사용된 압전체의 물성은 표 3.1과 같다.

표 3.1. 압전 세라믹의 물질 상수

Table 3.1. Material constants of the piezoelectric vibrator

Resonance frequency [kHz]	Clamped capacitance [pF]	Velocity [m/s]	Characteristic impedance [Mrayl]	Electro-mechanical coupling coefficient	Thickness [mm]	Diameter [mm]
157	220	2720	21.2	0.68	8	10

제작된 압전 트랜스듀서의 주파수 특성 측정은 신호발생기에서 펄스폭 1 μs, 전압 10 V의 펄스 신호를 압전 트랜스듀서에 인가한 후, 수중에서 그 응답을 디지털 오실로스코프에서 관측하여 퍼스널 컴퓨터로 주파수 특성을 분석하였다.

2층 구조 트랜스듀서의 특성을 확인한 후, 5개의 2층 구조 트랜스듀서를 사용하여 지향특성을 가변할 수 있는 트랜스듀서 어레이를 그림 3.2와 같이 제작하였으며, 제작된 사진을 그림 3.3에 나타내었다. 각 2층 구조 트랜스듀서에 부가된 C_X로 가중치 비를 제어하고, 그에 따른 지향특성 변화를 측정하였다. 지향 특성을 측정하기 위한 장치도를 그림 3.4에 나타내었다. 신호발생기에서 2층 구조 트랜스듀서의 제 2차 공진 모드 주파수에 해당하는 157 kHz, 전압 10 V, 10

개의 톤 버스터(tone burst)파를 트랜스듀서 어레이의 각 진동자에 동시에 인가하였다. 트랜스듀서 어레이에서 음파를 수중에 방사한 후 스텝핑 모터를 이용하여 트랜스듀서 어레이를 1.8°씩 회전시켜 가며 70 cm 떨어진 위치에서 하이드로폰(B&K 8103)으로 지향특성을 측정하였다.

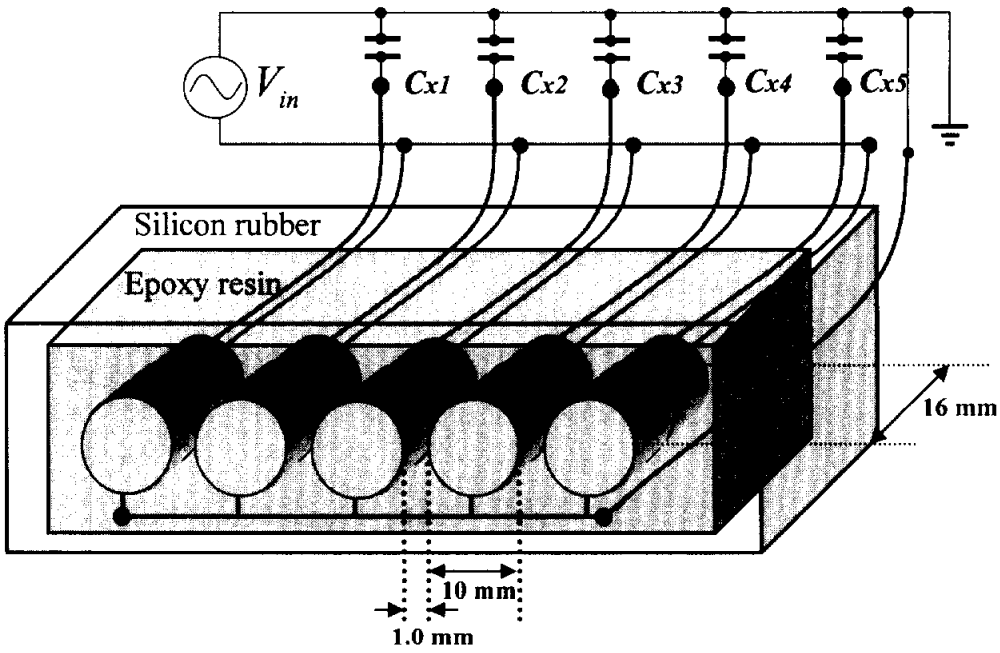
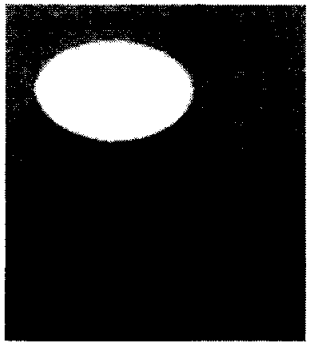
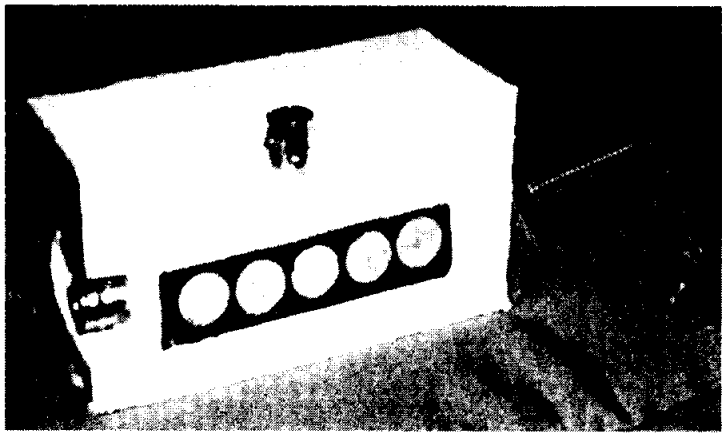


그림 3.2. 5개의 2층 구조 트랜스듀서로 구성된 선형 어레이.

Fig. 3.2. Linear array consists of five two-layered piezoelectric transducers.



(a)



(b)

그림 3.3. 제작된 트랜스듀서 어레이. (a) 2층 구조 트랜스듀서, (b) 트랜스듀서 어레이.

Fig. 3.3. Photograph of the transducer array fabricated by the two-layered transducers. (a) two-layered transducer, (b) transducer array.

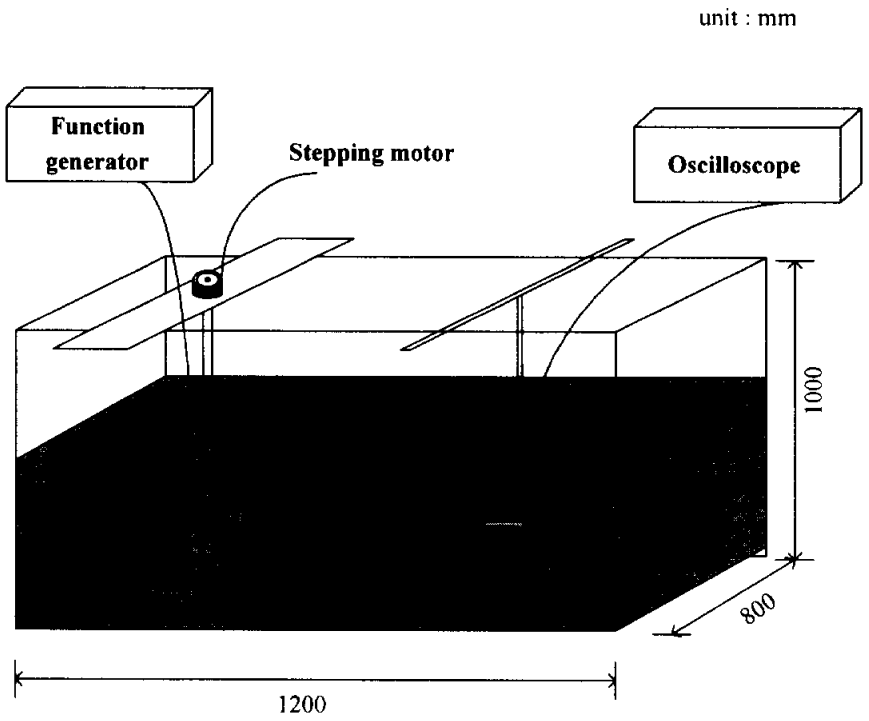


그림 3.4. 지향 특성 측정 장치도.

Fig. 3.4. Experimental setup for the directivity measurement.

3.3. 결과 및 고찰

전기단에 부가한 C_X의 변화에 따른 제작한 트랜스듀서의 주파수 특성을 측정하기 위해 임펄스 응답을 조사하였다. 그림 3.5는 입력 신호와 수신된 신호를 나타내었다. 수신된 신호를 이용하여 그 주파수 응답 결과를 그림 3.6에 나타내었다. 또한 접착층의 두께는 사용된 압전 세라믹의 두께에 비해 매우 작으므로 접착층을 고려하지 않은 식(2.21)을 이용하여 이론 계산하였다. 그 결과를 그림 3.7에 나타내었다.

실험 결과를 보면 C_X가 부가되지 않는 경우에는 전체에 의한 기본 공진 모드 주파수만이 약 80 kHz에서 나타남을 알 수 있다. 그러나, C_X를 부가하면 기본 공진 모드의 2배에 해당하는 제 2차 공진 주파수가 약 157 kHz~170 kHz에서 나타나고, 그 크기가 C_X에 비례하는 것을 알 수 있다. 이것은 이론 계산 결과인 그림 3.7과 비교하면 C_X에 따른 주파수 특성의 변화가 잘 일치하고 있다. 2차 공진 주파수가 나타나는 157 kHz~170 kHz에서 특정 주파수를 선택하여 2층 구조 트랜스듀서에 인가하고 C_X를 변화시키면 그 출력 음향 파워의 크기를 제어할 수 있다. 그러므로 2층 구조 트랜스듀서를 트랜스듀서 어레이의 각 진동자로 이용하면 C_X로 각 진동자의 음압 크기를 제어할 수 있으므로 식(3.6)의 진폭 가중치 a_n을 제어할 수 있다. 그리고, 모든 2층 구조 트랜스듀서는 동시 구동하였으므로 위상 가중치는 0이다.

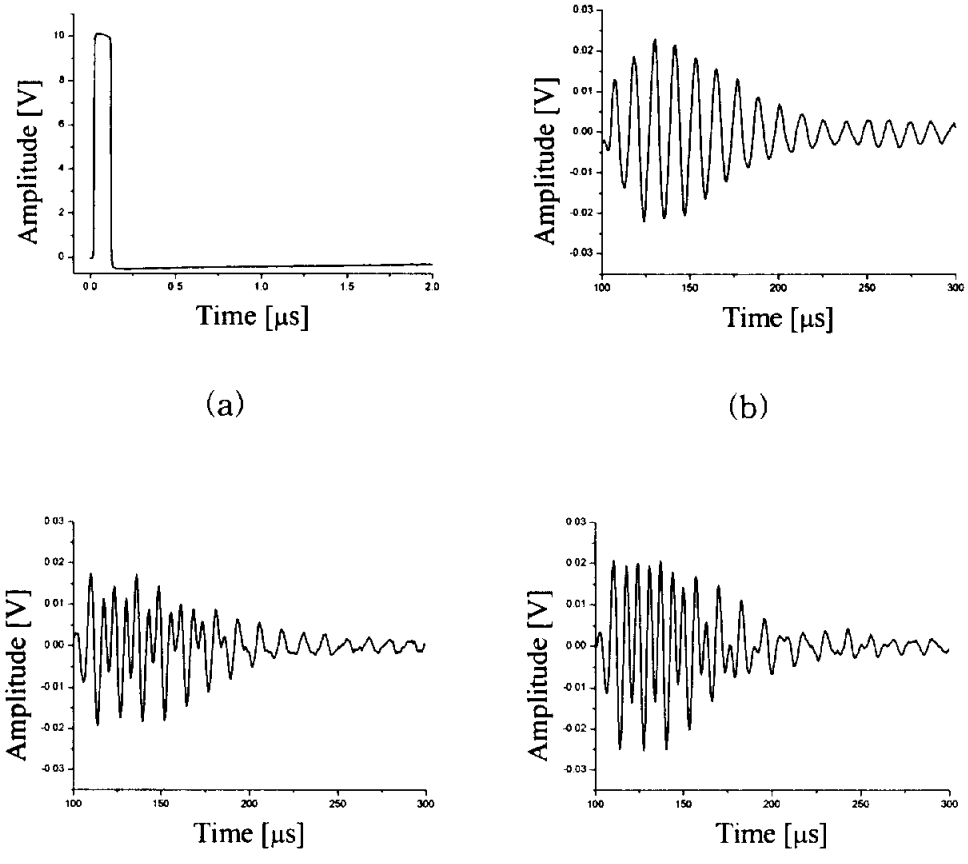


그림 3.5. 입력 신호와 커패시턴스 C_X의 변화에 따른 수신 신호.

(a) 입력신호, (b) C_X가 없는 경우,

(c) C_X가 1.5 nF일 경우, (d) C_X가 6.8 nF일 경우.

Fig. 3.5. Input signal and received signal for various capacitance C_X.

(a) input signal, (b) without C_X,

(c) C_X = 1.5 nF, (d) C_X = 6.8 nF.

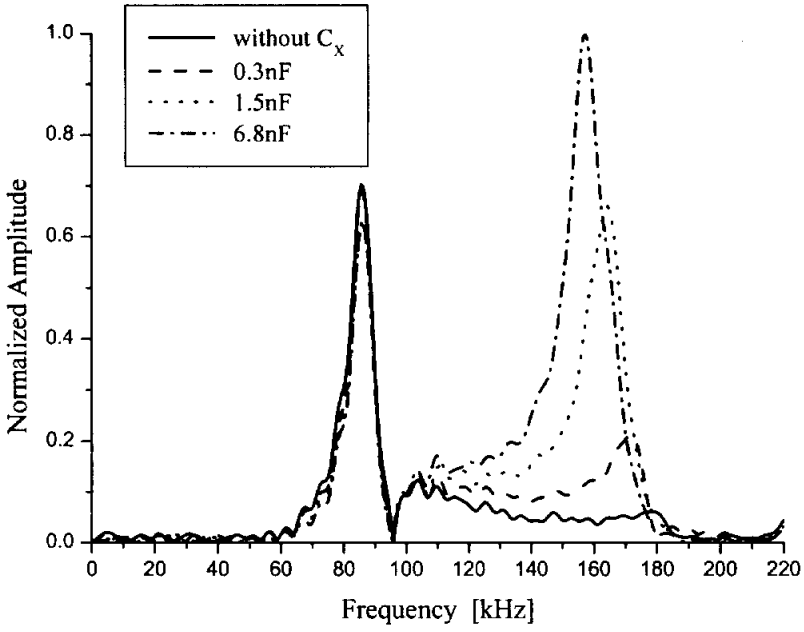


그림 3.6. 커패시턴스 C_X의 변화에 따른 주파수 응답의 실험 결과.

Fig. 3.6. Experimental results of frequency response for various capacitance C_X.

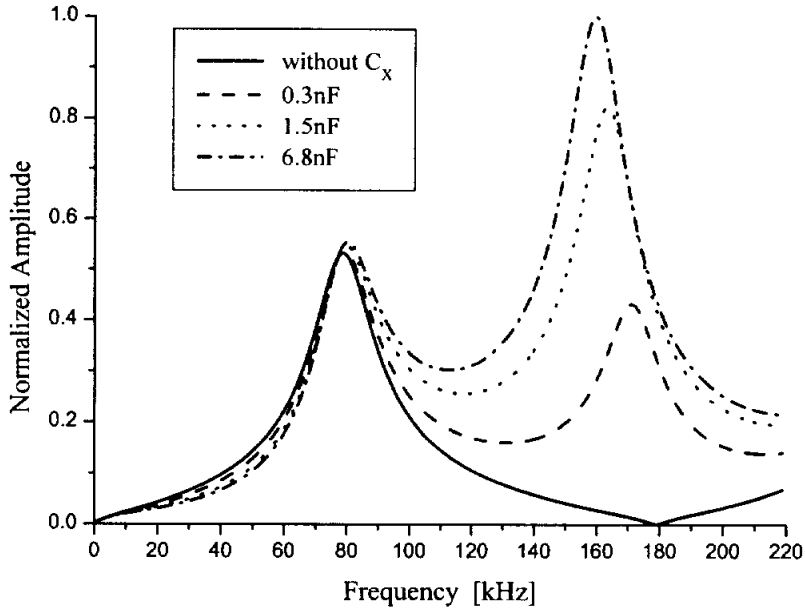


그림 3.7. 커패시턴스 C_X의 변화에 따른 주파수 응답의 이론 계산 결과.

Fig. 3.7. Simulation results of frequency response for various capacitance C_X.

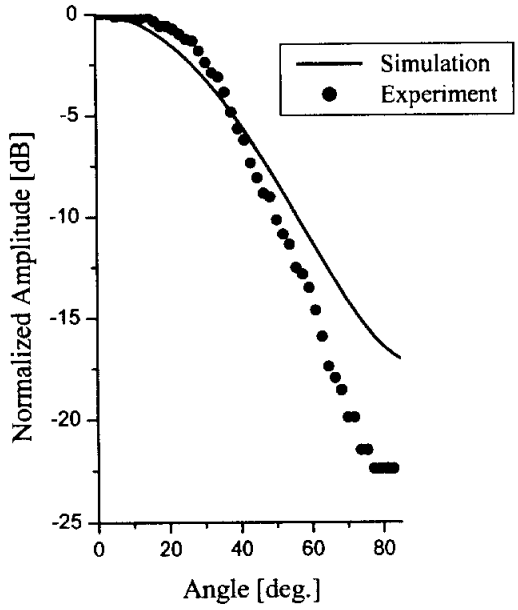


그림 3.8. 2층 구조 트랜스듀서 지향 특성.

Fig. 3.8. Directivity characteristics of the two-layered transducer.

제작에 사용된 2층 구조 트랜스듀서에 제 2차 공진 모드인 157 kHz를 인가할 경우, 지향 특성은 그림 3.8과 같으며, -3 dB 빔 폭은 64°이었다.

2층 구조 트랜스듀서의 사용 공진 모드는 C_X로 제어 가능한 제2차 공진 모드를 사용하였으며, 트랜스듀서 어레이에 인가된 주파수는 그림 3.6의 결과에서 가장 큰 제 2 차 공진모드의 진폭을 가지는 6.8 nF일 때의 157 kHz를 인가하였다.

각 진동자에 접속된 C_X로 제어된 진동자의 음압 진폭비는 1:1:1:1:1, 0.25:0.6:1:0.6:0.25, 0.15:0.3:1:0.3:0.15, 0:0.5:1:0.5:0으로 하였다. 이 때, 지향 특성 결과를 그림 3.9에 나타내었으며, 식(3.3)을 이용한 계산 결과를 그림 3.10에 나타내었다. 또한, -3 dB 빔 폭을 표 3.2에 나타내었다.

표 3.2. 진폭 가중치의 비에 대한 빔 폭

Table 3.2. Beam width for various weighting ratio

	Amplitude weighting ratio					Beam width of -3 dB [°]	
	1st	2nd	3rd	4th	5th	(a)	(b)
Case 1	1	1	1	1	1	7.6	8.3
Case 2	0.25	0.6	1	0.6	0.25	10.2	11.4
Case 3	0.15	0.3	1	0.3	0.15	11.5	13.4
Case 4	0	0.5	1	0.5	0	16.2	19.9

(a) experiment, (b) simulation.

그 결과를 이론 계산과 비교하면 부엽에서는 다소 차이가 있지만 진폭 가중치의 변화에 따른 주엽의 변화 경향은 잘 일치하고 있음을 확인할 수 있다.

이상의 결과로부터 2층 구조 트랜스듀서에 전기적인 용량 C_X를 부가하고 변화시킴에 의해 기본 공진 주파수의 2배에 해당하는 공진 모드의 진폭을 제어할 수 있음을 알 수 있었다. 또한 이 2층 구조 트랜스듀서를 트랜스듀서 어레이에 적용함으로써 용이하게 지향 특성을 가변시킬 수 있음을 확인할 수 있었다. 따라서, 제안한 트랜스듀서 어레이를 이용하면 목적에 따라 지향 특성을 간단하게 가변시킴으로써 보다 정도 높은 계측이 가능할 것으로 판단된다.

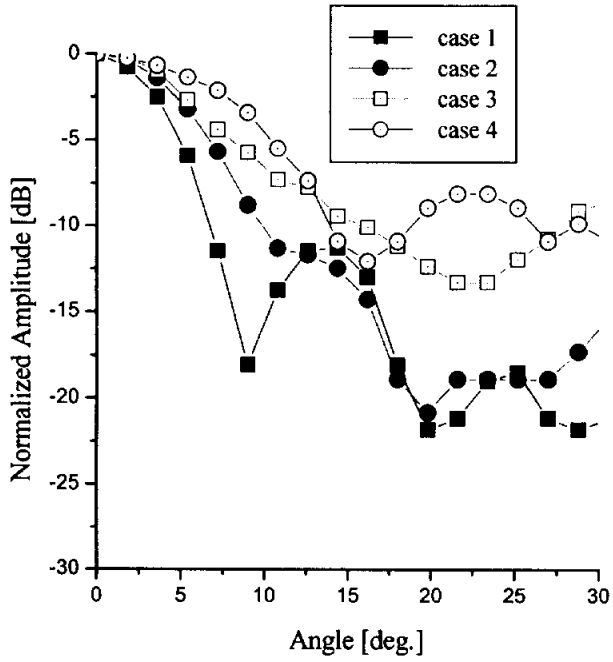


그림 3.9. 진폭 가중치 분포에 따른 제작한 트랜스듀서 어레이의 지향 특성 변화의 실험 결과.

Fig. 3.9. Experimental results of directivity characteristics variation of the transducer array for various amplitude weighting.

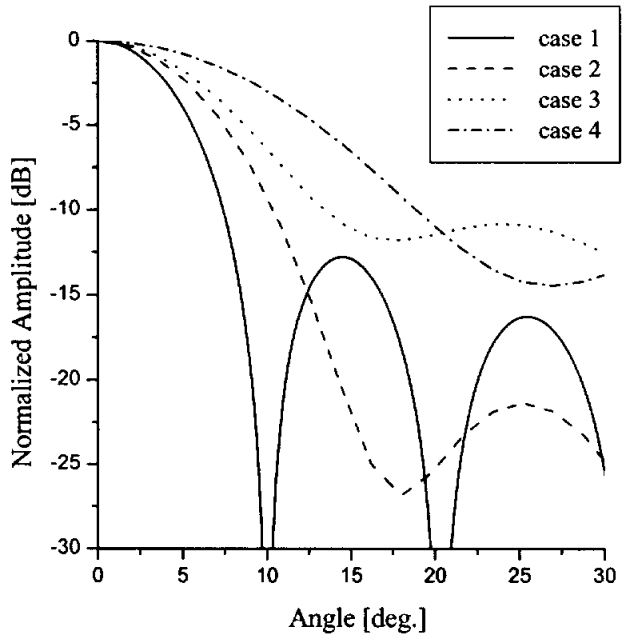


그림 3.10. 진폭 가중치 분포에 따른 제작한 트랜스듀서 어레이의 지향 특성 변화의 이론 계산 결과.

Fig. 3.10. Simulation results of directivity characteristics variation of the transducer array for various amplitude weighting.

3.4. 결 론

본 장에서는 2층 구조 트랜스듀서를 이용하여 지향 특성을 가변할 수 있는 트랜스듀서 어레이를 제안하였다. 2층 구조 트랜스듀서는 동일한 특성을 갖는 압전체를 적층하고 그 한 장의 압전체에 전기적인 용량 C_X를 부가하고 변화시킴으로써 기본 공진 모드의 2배에 해당하는 제 2차 모드를 발생시키고 그 음향 파워를 제어할 수 있다. 2층 구조 트랜스듀서를 요소 진동자로 한 선형 어레이를 제작하고, 각 진동자에서 방사되는 음압의 진폭 비를 C_X의 변화로 제어한 결과 빔 폭이 7.6°~16.2°의 범위에서 간단하게 제어 가능함을 확인하였다.

이것은 제안된 트랜스듀서 어레이를 초음파 진단 장치나 표적을 탐지하는 소나 등에 이용할 경우, 트랜스듀서 어레이가 제작된 이후에도 사용 목적에 따른 지향특성의 변경이 용이하여 그 응용 분야가 많을 것으로 기대된다.

제 4 장 음파의 비선형성 측정에의 응용

4.1. 서 론

초음파를 이용한 진단 장치는 최근 전자 기술의 발달과 더불어 화질의 개선, 적용 부위의 확대 그리고 초음파의 높은 안정성과 비침습적으로 생체내부의 생태를 실시간으로 관찰할 수 있다는 이유로 임상의학 분야에 있어서 급속히 보급되고 있다. 그러나 이와 같은 초음파 진단장치가 제공하는 생체 내부의 정보는 조직의 윤곽이나 형태를 나타내는 정보뿐이기 때문에 조직의 변화를 진단하는 것은 곤란하다[40]. 조직이 갖는 고유의 음향 특성량인 밀도, 음속, 감쇠정수 등의 선형적인 파라미터만에 의존하여 조직의 변화를 진단할 경우 그 정도에는 한계가 있다. 따라서, 최근 매질의 조직 변화에 따라 차이가 현저한 음파의 비선형성 파라미터를 이용하여 생체조직의 진단에 적용하는 연구가 많이 진행되고 있다[41,42].

일반적인 음향학에서, 음파는 선형적으로 그 위치에 무관하게 전파속도가 일정하다고 가정한다. 그러나 엄밀하게 말하면 유체 매질에서는 음파는 종파라는 기본적인 성질로 인하여 입자속도가 음파의 전파속도에 중첩되고, 또한 매질의 탄성적 성질을 나타내는 압력-밀도 곡선이 실제로는 선형이 아니고 비선형적인 관계이다. 이러한 두 원인으로 음파의 전파속도는 파면의 위치에 따라 달라지는 비선형성이 나타난다. 이러한 비선형성은 매질에 따라 고유의 특성량을 가지는데, 매질에 따른 음파의 비선형성의 정도를 매질의 비선형 파라미터 B/A로 나타낸다.

음파의 비선형 현상을 측정하기 위한 송수신 프로브는 종래부터 두께 모드의 종진동을 이용하고 있으며, 그 동작원리상 두께 방향에

대해 기본 공진 모드와 기본 공진 모드의 기수배의 공진 모드만을 유효하게 발생, 검출한다. 그러므로 음파의 비선형 현상에 의해 생기는 제 2고조파의 수신은 복수개의 트랜스듀서를 사용하거나, 광대역 특성의 트랜스듀서를 사용하여 측정되고 있다. 그런데 복수개의 트랜스듀서를 사용하면 시스템이 크고 복잡해지며, 광대역의 트랜스듀서를 사용하면 송수신의 효율이 낮아 정확한 측정이 어렵다는 단점들을 갖고 있다[42]. 특히, 음파의 비선형성을 산란체로부터 반사된 산란파를 이용하여 비침습적으로 임상진단 등에 적용할 경우, 측정하는 트랜스듀서는 기본 공진 주파수인 f_0와 두 배의 $2f_0$를 동시에 송수신을 할 수 있는 단일의 트랜스듀서가 요구된다. 따라서, 일반적인 압전 세라믹 트랜스듀서의 공진 특성은 기본 공진 모드의 두 배의 공진 모드는 발생하지 않으므로 비침습적으로 임상진단 등에 적용하기는 곤란하다.

본 장에서는 이러한 문제점을 해결하기 위해 전기단자에 커패시터를 부가한 2층 구조 트랜스듀서가 기본공진 주파수와 기본 공진 주파수의 두 배에 해당하는 주파수를 동시에 효율 좋게 송수신할 수 있다는 것을 이용하여 음파의 비선형성 측정에 적용하였다. 그 유효성을 확인하기 위해 복합 생체 매질에 대한 비선형 파라미터 B/A를 측정하였다. 또한 산란법을 이용한 음파의 비선형성을 측정하여 비침습적으로 임상진단 등에 적용 가능함을 확인하였다.

4.2. 비선형 파라미터 B/A의 정의

유체 중을 전파하는 음파는 그 전파 방향으로 입자 변위를 생성시키는 종파이기 때문에 그 입자속도가 음파의 전파속도에 중첩되어 음파의 전파속도 c_L은 식 (4.1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$c_L = c_m + u \tag{4.1}$$

여기서, c_m은 매질 고유의 탄성적 성질에 의해 결정되는 정지 유체에서의 음속이고 u는 순시 입자속도이다. 식 (4.1)은 음파가 여러 점에서 생성된 경우 각 점이 그 점의 순시 입자속도의 값에 의존하여 전파 속도가 변하는 것을 의미한다.

한편, 전파 매질로서의 유체가 나타내는 탄성적 성질이 그림 4.1에서 나타낸 것과 같이 음파가 유체 매질을 전파할 때 매질의 압력-밀도 관계는 일반적으로는 선형관계로 취급되고 있으나 실제로는 비선형적인 관계로 나타난다.

그림 4.1에서의 점선과 같이 매질의 압력-밀도 관계가 선형인 경우의 음속은 식 (4.2)와 같이 주어지며,

$$c_0^2 = \left.\frac{\partial P}{\partial \rho}\right|_{\rho=\rho_0} \tag{4.2}$$

단, c_0 : 미소 진폭 음파의 전파속도로서 각 매질에 있어서 고유한 값을 가짐.

ρ_0 : 정지상태의 밀도

실선과 같이 음파가 비선형이 될 때 식 (4.3)과 같은 급수로 나타내어진다.

즉, $P=P_0(\rho)$에서,

$$P=P_0+(\rho-\rho_0)\frac{\partial P}{\partial \rho}|_{\rho=\rho_0}+\frac{1}{2!}(\rho-\rho_0)^2\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2}|_{\rho=\rho_0}+\cdots$$

$$=P_0+As+B\frac{s^2}{2!}+C\frac{s^3}{3!}+\cdots \qquad (4.3)$$

단, $A=\rho_0\frac{\partial P}{\partial \rho}\ |\ _{\rho=\rho_0}=\rho_0 c_0^2$, $B=\rho_0^2\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2}\ |\ _{\rho=\rho_0}$,

$C=\rho_0^3\frac{\partial^3 P}{\partial \rho^3}\ |\ _{\rho=\rho_0}$, $s=\frac{\rho-\rho_0}{\rho_0}$, P_0 : 정지압력

또한, 식 (4.3)을 밀도에 대해 미분하여 식 (4.2)를 대입하면 음파의 전파 속도는 식 (4.4)와 같이 주어진다.

$$c_m^2=c_0^2(1+\frac{B}{A}s+\frac{C}{2A}s^2+\cdots) \qquad (4.4)$$

식 (4.4)를 $s\ll 1$ 의 경우 2차 이상의 고차항을 무시하면 다음의 식 (4.5)와 같이된다. 식 (4.5)에서 음속 c_m은 순시음압 p에 의해 변화되고 있다.

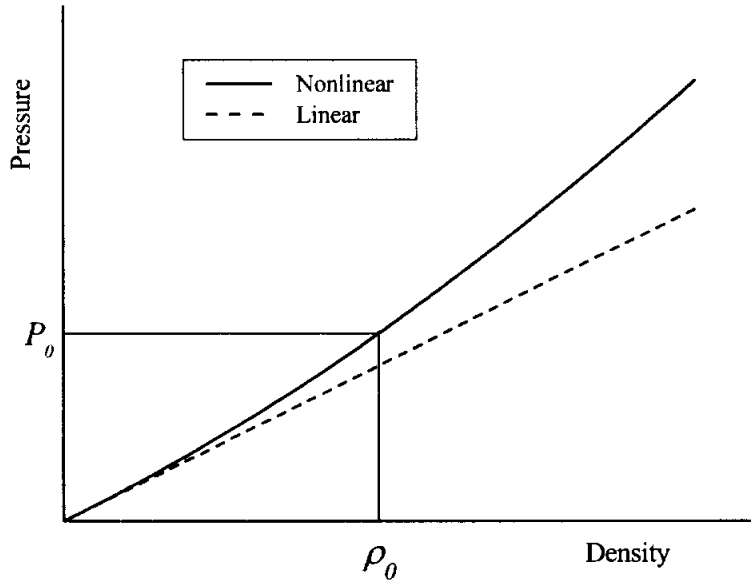


그림 4.1. 압력-밀도 곡선.

Fig. 4.1. Pressure-density curve.

$$c_m \simeq c_0 + \frac{B/A}{2}\frac{p}{\rho_0 c_0} \tag{4.5}$$

단, $B/A = \frac{\rho_0}{c_0^2}\left(\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2}\right)$, $p = (\rho - \rho_0)c_0^2$.

식 (4.5)에서 음파의 비선형 효과인 음속 변화에는 두 가지의 원인이 있으나, 이들의 효과가 동시에 일어나기 때문에 전체로서 음파의 전파속도 c_L은 유한 진폭일 경우 음파의 전파 속도는 식(4.1)에 식(4.5)를 적용함으로써 식 (4.6)으로 구하여진다.

$$c_L = c_0 + u + \frac{B/A}{2}\frac{p}{\rho_0 c_0} \tag{4.6}$$

음파가 단독으로 전파하는 경우의 음속은 $p = \rho_0 c_0 u$의 선형 관계로부터 식(4.7)로 구해진다.

$$c_L = c_0 + \beta u = c_0 + \beta\frac{p}{\rho_0 c_0} \tag{4.7}$$

여기서, $\beta = 1 + \frac{B/A}{2}$.

여기서, B/A는 매질의 물리적 성질에만 관계하는 비선형의 정도를 나타내는 매질의 비선형 파라미터이다.

4.3. 비선형 파라미터 B/A의 측정법

음파의 비선형성을 이용한 물질의 물성연구는 일반적으로 물질의 고유의 값인 매질의 비선형 파라미터 B/A의 측정에 의해 수행된다. B/A의 측정에는 매질에 압력을 가했을 때 음속의 변화를 측정하는 열역학적인 방법과 파형 변화의 크기에 의해 B/A를 측정하는 유한진폭법이 있다[43,44].

열역학적인 방법은 압력 P를 단열상태에서 변화시킬 때 음속 c의 변화에 의해 $\partial^2 P/\partial\rho^2 = \partial c^2/\partial\rho = 2c^2(\partial c/\partial P)$이므로 식(4.8)과 같이 정의된다.

$$\frac{B}{A} = 2\rho_0 c_0\left(\frac{\partial c}{\partial P}\right) \tag{4.8}$$

따라서, 음속의 압력 의존성에 대한 측정 결과로부터 B/A를 산출할 수 있다. 위 식은 식(4.9)로도 나타낸다.

$$\frac{B}{A} = 2\rho_0 c_0\left(\frac{\partial c}{\partial P}\right)_T + \frac{2\alpha T c_0}{C_p}\left(\frac{\partial c}{\partial P}\right)_P \tag{4.9}$$

단, α : 열팽창 계수, T : 절대온도, C_P : 정압비열.

이 열역학적인 방법은 정밀도가 높으므로 안정된 B/A값을 계산할 수 있다는 장점이 있으나, 압력과 온도를 정밀하게 제어하기 위하여 시스템이 크고, 복잡하여 다양한 시료에 대한 B/A를 측정할 수 없다는 단점이 있다. 유한진폭법은 음파를 매질중에 전파시켜, 그 때의 매질의 비선형성에 의해 발생하는 제 2고조파의 크기로부터 비선형

파라미터 B/A를 측정하는 방법으로 거리 x 만큼 전파했을 때 발생하는 제 2고조파의 음압은 식(4.10)과 같이 정의된다.

$$P_2(x) = P_1^2(0)\frac{(2+\frac{B}{A})\pi fx}{2\rho_0 c_0^3} \tag{4.10}$$

단, $P_1(0)$: 송신하는 음파의 음압,

$P_2(x)$: 비선형성에 의해 발생된 제 2차 고조파,

f : 송신된 주파수.

이 유한진폭법은 $P_1(0)$과 $P_2(x)$ 등의 측정에 의해 B/A를 얻을 수 있어 열역학적인 방법보다는 비교적 시스템이 간단하나, 실제로 $P_1(0)$를 직접 측정하기는 곤란하다. 그러나 이것은 특정 매질의 B/A를 기준으로 한 식(4.11)과 같은 유한진폭법의 비교법으로 해결할 수 있다[45].

$$\left(\frac{B}{A}\right)_a = \frac{P_{2a}}{P_{20}}\frac{(\rho c^3)_a}{(\rho c^3)_0}\left[\left(\frac{B}{A}\right)_0 + 2\right] - 2 \tag{4.11}$$

단, a : 측정하는 매질에 대한 값, 0 : 기준 매질에 대한 값

4.3.1. 복합매질의 비선형 파라미터 B/A의 측정

매질의 비선형 파라미터 B/A는 매질의 고유의 값으로 매질의 물성 연구에 많이 이용된다. 그러나 생체 조직과 같이 물, 지방, 단백질, 탄수화물 등의 다층 구조로 이루어져 있는 복합 매질의 경우, 포

함된 매질의 체적비에 따라 비선형 파라미터 B/A가 다르다.

그림 4.2와 같이 음속이 각각 c_1, c_2인 매질1과 매질2로 이루어져 있는 복합 매질의 경우, 두 매질의 경계면에서 시간 지연이 없다고 가정하면 음파가 전체 거리 l를 전파하는 시간은 매질1을 전파하는 시간과 매질2을 전파하는 시간의 합으로 식(4.12)와 같이 된다[46].

$$\frac{l}{c} = \frac{d}{c_1} + \frac{l-d}{c_2} \tag{4.12}$$

단, c : 등가 음속

또한, x_1과 x_2를 각 매질의 체적비라 할 때, 각 매질에서 음파가 전파된 거리는 체적에 비례하므로 식(4.13)과 같다.

$$\frac{1}{c} = \frac{x_1}{c_1} + \frac{x_2}{c_2} \tag{4.13}$$

식(4.13)을 음압 P에 대해 미분하면 식(4.14)와 같다.

$$\frac{dc}{dP} = \frac{c^2}{c_1^2}\left(\frac{dc}{dP}\right)_1 x_1 + \frac{c^2}{c_2^2}\left(\frac{dc}{dP}\right)_2 x_2 \tag{4.14}$$

식(4.14)에 식(4.8)을 대입하면 두 매질로 이루어진 복합 매질의 비선형 파라미터 B/A는 식(4.15)와 같다.

$$\frac{B/A}{\rho c^3} = \left(\frac{B/A}{\rho c^3}\right)_1 x_1 + \left(\frac{B/A}{\rho c^3}\right)_2 x_2 \tag{4.15}$$

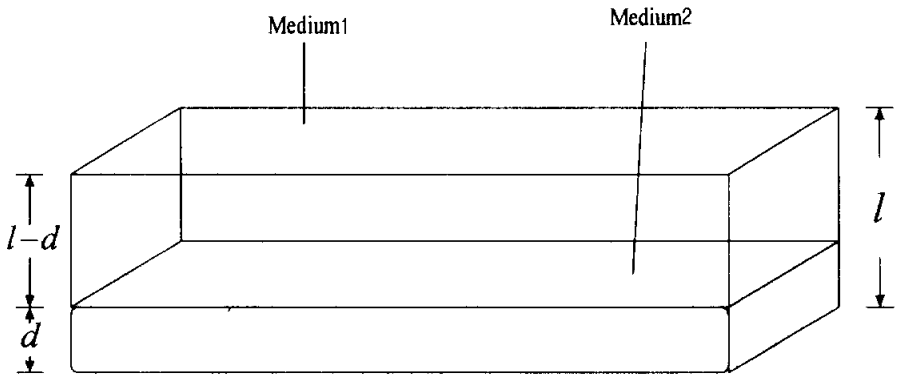


그림 4.2. 복합매질의 구성.

Fig. 4.2. Structure of a composite medium.

4.3.2. 산란 음압에 의한 비선형 파라미터의 비침습적인 측정

종래까지 음파의 비선형성을 측정하는 방법은 열학적 방법, 유한진폭법 등을 이용하여 많은 매질에 대한 비선형 파라미터 B/A가 측정되고 있다. 그러나 열역학적인 방법은 시스템이 복잡하고, 유한진폭법은 복수개의 트랜스듀서를 이용하여 측정하였다. 따라서, 음파의 비선형성을 임상진단 등에 이용할 경우에는 생체매질을 절취해야 하는 단점으로 임상진단에 직접 적용하기는 곤란하다. 이런 문제점은 산란체로부터 산란된 산란파를 이용하여 비침습적으로 비선형 파라미터 B/A을 측정할 수 있다. 산란파를 이용하여 비선형 파라미터 B/A의 측정은 식(4.16)으로부터 측정할 수 있다[41].

$$\frac{d}{dt}\left\{\frac{W_1(2f_0,\ t)}{W_2(2f_0,\ t)}\right\}=\frac{\pi f_0(B/A+2)P_1^2(f_0,\ 0)}{4\rho_0 c_0^2 P_2(2f_0,\ 0)} \tag{4.16}$$

여기서, $W_1(2f_0,\ t)$는 매질에 주파수 f_0의 유한 진폭파가 전파할 때 산란되는 산란파의 제 2고조파 성분이다. $W_2(2f_0,\ t)$는 주파수 $2f_0$의 유한 진폭파가 전파할 때 산란되는 산란파의 기본파 성분이며, ρ_0와 c_0는 매질의 밀도와 음속이다. t는 시간이다.

$P_1(f_0,\ 0)$, $P_2(2f_0,\ 0)$는 주파수 f_0 및 $2f_0$로 방사될 음압이다. 따라서, $P_1(2f_0,\ t)$와 $P_2(2f_0,\ t)$의 비를 좌변에 대입하고 측정에 의해 $P_1(f_0,\ 0)$, $P_2(2f_0,\ 0)$, 밀도, 음속을 구하여 놓으면 식(4.16)으로부터 비선형 파라미터의 값을 산출할 수 있는 것이 된다.

4.4. 실험 방법

비선형 파라미터 B/A의 산출 방법은 유한진폭법의 비교법으로 하였으며, 측정은 종래에는 두 개 이상의 트랜스듀서를 사용한 투과법으로 측정하였으나, 2층 구조 트랜스듀서는 기본 공진 모드와 그 두 배에 해당하는 공진 모드가 발생되므로 반사법을 이용하여 시스템을 간단히 하였다. 먼저, 비선형 파라미터 B/A 측정의 유효성을 확인하기 위해 돈육의 근육과 지방으로 이루어진 생체 매질에 대한 비선형 파라미터 B/A를 측정하였다.

비선형 파라미터 B/A를 측정하기 위한 2층 구조 트랜스듀서는 지름 24.7 mm, 두께 0.85 mm, 공진주파수 2.3 MHz인 압전 세라믹을 사용하였다. 또한, 접착층의 두께에 의해 기본 공진 주파수와 제 2차 공진 주파수가 두 배가 되지 않는 것을 방사면에 7 mm의 알루미늄 판을 부착하여 보정하였다. 따라서, 제작한 2층 구조 트랜스듀서의 구성은 그림 2.10과 같다. 각 층의 음속과 특성 임피던스는 표 4.1과 같다.

표 4.1. 각 층의 물질상수

Table 4.1. Material constants of each layer

	Piezoelectric ceramic	Aluminum	Water	Epoxy
Velocity [m/s]	4403.0	6300	1483.3	2500
Characteristic impedance [Mrayl]	33.7	17.0	1.5	2.87

제작한 트랜스듀서를 이용하여 비선형 파라미터 B/A를 측정하기 위한 실험 구성도를 그림 4.3에 나타내었다.

함수 발생기(RAM-5000)에서 850 kHz, 10개의 톤 버스터(tone burst)파 300 V_{P-P}를 트랜스듀서에 인가하였다. 음파를 피험체에 방사한 후 반사판으로부터 반사된 반사파를 다시 수신하여 오실로스코프(hp 54520c)에서 관측하여 퍼스널 컴퓨터로 음파의 비선형성을 분석하였다. 그리고 반사판은 20 mm의 동판으로 하였다. 복합 생체 매질에 대한 비선형성의 공간적 분포를 측정할 경우 트랜스듀서를 고정하고 있는 X-Y 스테이지(stage)를 이용하였다.

2층 구조 트랜스듀서가 비침습적으로 음파의 비선형성 측정 적용에 유효성을 확인하기 위한 실험 방법은 그림 4.3과 같은 실험 시스템을 구성하고 물과 콩기름을 각각 포함시킨 스폰지 팬텀에 음파를 방사하고 산란체로부터 반사된 파를 수신하여 비선형 파라미터 B/A를 측정하였다.

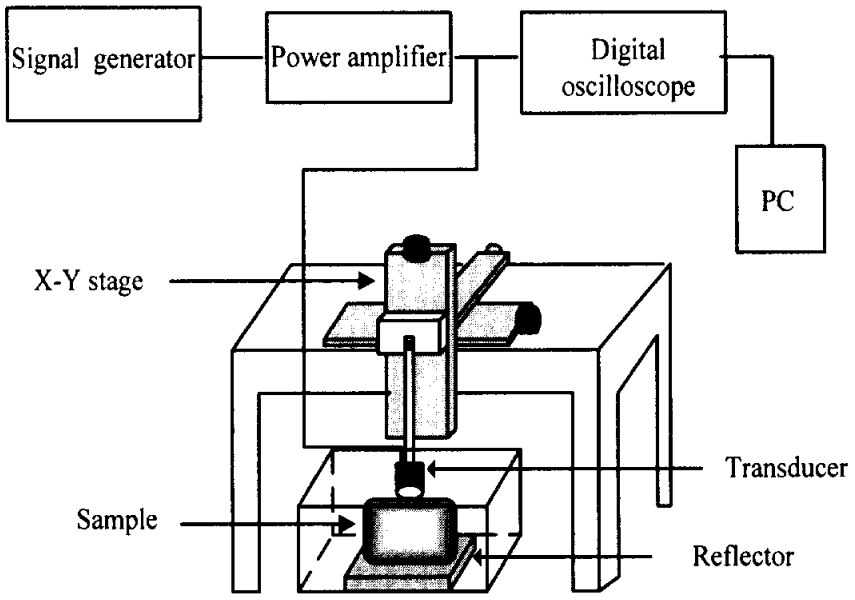


그림 4.3. 실험 장치도.

Fig. 4.3. Block diagram of experimental setup.

4.5. 결과 및 고찰

음파의 비선형 측정 시스템의 간소화와 비침습적으로 생체의 비선형성에 적용하기 위한 2층 구조 트랜스듀서의 주파수 특성을 그림 4.4에 나타내었다. 또한, 식 (2.32)를 이용한 파워 전달함수의 이론 계산 결과를 그림 4.5에 나타내었다. 이론 계산에서 접착층의 두께는 30 μm로 하였다.

그림 4.4에서 C_X을 부가하지 않을 경우에는 850 kHz 부근에 기본 공진 모드만 발생하고 있다. 그러나 C_X를 접속하므로써 기본 공진 모드의 두 배에 해당하는 제 2차 공진 모드가 1.7 MHz 부근에서 나타난다. 기본파의 진폭과 제 2고조파의 진폭으로 결정되는 비선형 파라미터 B/A를 측정하기 위해서는 기본 모드와 두 배에 해당하는 제 2차 모드의 변환 효율이 같아야 한다. 그림 4.4의 결과에서 C_X의 값이 8.2 nF일 때 기본 모드와 제 2고조파 모드의 변환 효율이 같게 나타나고, 이론 계산 결과의 그림 4.5와 그 경향이 잘 일치하고 있음을 보이고 있다. 이상의 결과로부터 음파의 비선형 전파에 의해 발생되는 제 2고조파 성분을 효율이 좋게 수신할 수 있을 것이다.

2층 구조 트랜스듀서의 주파수 특성 실험에서 전기단자에 부가하는 C_X를 8.2 nF으로 결정하고, 생체매질에 대한 비선형 파라미터 B/A를 측정하였다. 단일 생체 매질로 사용한 시료는 높이 5 cm, 가로 10 cm, 세로 5 cm의 돈육의 근육 및 지방, 소의 간에 대해 측정하였으며, 측정 온도는 15 °C이다. 그리고 생체 매질은 도살한지 3시간이 경과되었으며 보관 온도는 7 °C이다.

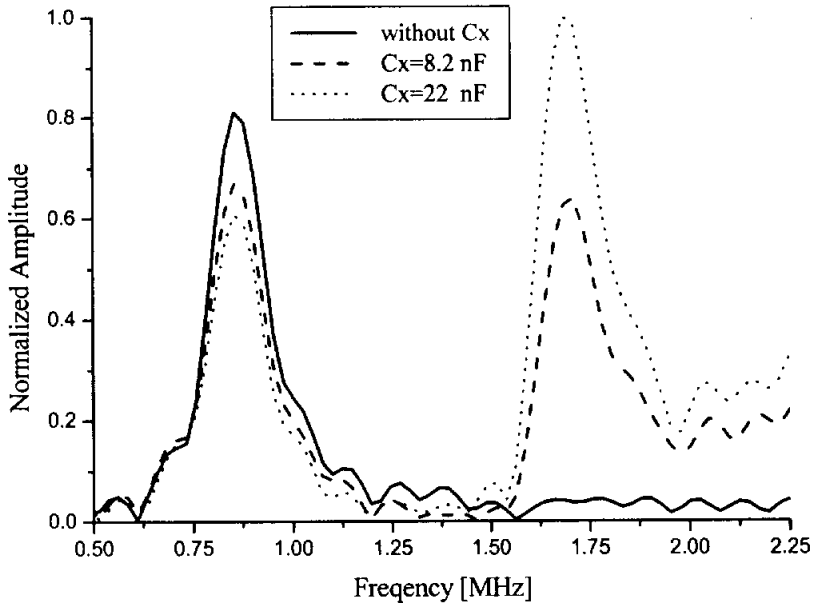


그림 4.4. 커패시턴스 C_X의 변화에 따른 주파수 응답의 실험 결과.

Fig. 4.4. Experimental results of frequency response for various capacitance C_X.

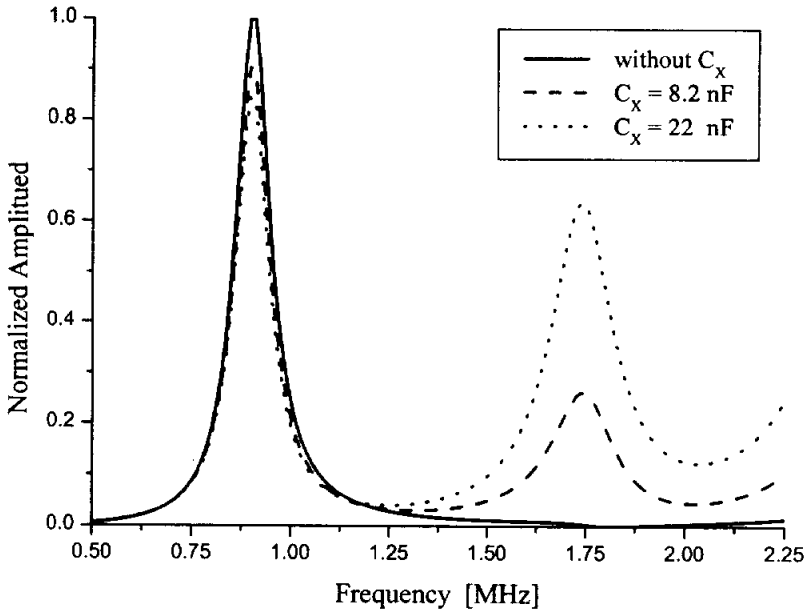


그림 4.5. 커패시턴스 C_X의 변화에 따른 주파수 응답의 이론 계산 결과.

Fig. 4.5. Simulation results of frequency response for various capacitance C_X.

단일 생체 매질에 대한B/A 측정 결과는 정밀도가 좋은 열역학적 방법으로 측정한 문헌치와 함께 표 4.2에 나타내었다.

표 4.2. 생체 매질에 대한 B/A 측정치

Table 4.2. Measurement results of the each medium

Sample	Density (kg/m')	Velocity (m/s)	B/A (a)	B/A (b)
Muscle of pig	1070	1608	7.2	7.4, 8.1
Fat of pig	930	1443	10.2	10.9, 11
Liver of beef	1050	1498	7.5	7.5, 8.0

(a) experiment(15°C), (b) reference(23°C)[47]

표 4.2의 결과를 보면 문헌치와 잘 일치함을 보이고 있다. 따라서, 2층 구조 트랜스듀서를 이용한 음파의 비선형성 측정 방법의 유효성을 확인할 수 있다.

생체 매질은 여러 매질이 복합적으로 이루어져 있다. 따라서, 반사법을 사용하여 복합 생체 매질에 대한 비선형성을 측정하기 위해 그림 4.6과 같이 돈육의 근육과 지방으로 구성된 복합매질에 대해 지방의 분포 변화에 따른 매질의 비선형성 분포를 측정하였다.

돈육의 근육과 지방의 혼합 매질에 대한 B/A의 분포는 각 측정 부위의 근육과 지방의 넓이가 같으므로 체적비를 두께비로 나타낼 수 있으며, 그 측정 결과를 그림 4.7에 나타내었다. 그 결과 비선형 파라미터 B/A의 값은 근육에서의 값 7.2와 지방에서의 값 10.2 사이에 분

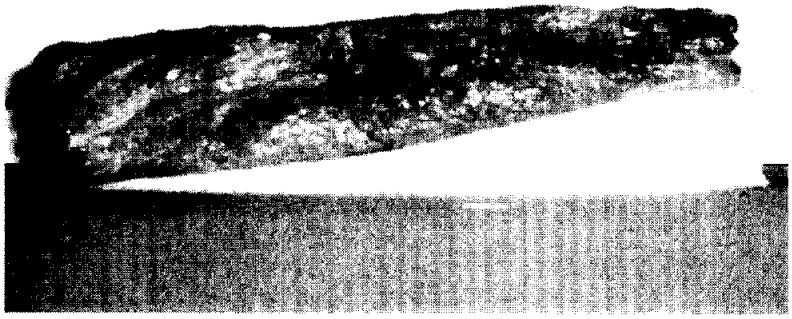


그림 4.6. 돈육의 지방과 근육으로 구성된 복합매질.

Fig. 4.6. Photograph of the specimen consisted of pig muscle and fat.

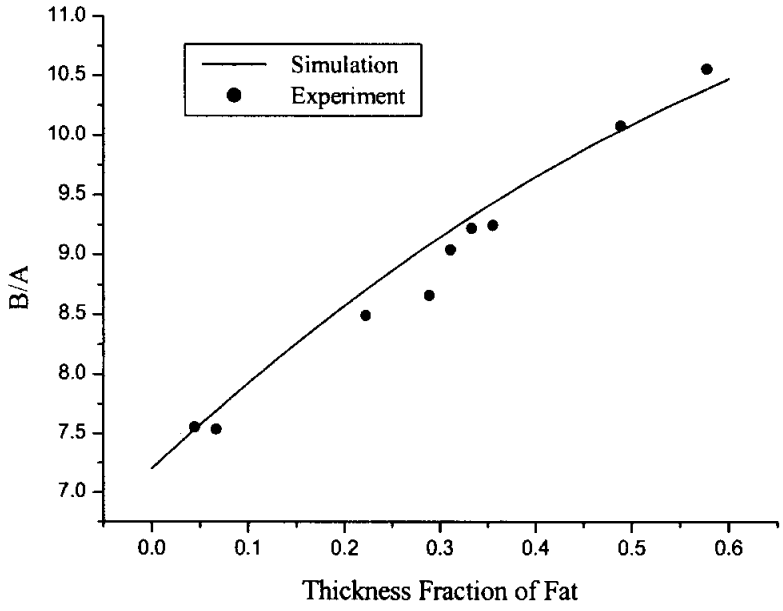


그림 4.7. 돈육의 지방 두께 비에 따른 B/A.

Fig. 4.7. B/A distribution for thickness fraction of pig fat.

포하였다. 지방의 체적비가 증가할수록 B/A 값이 증가하며 식 (4.15)으로 계산한 계산 결과와 잘 일치함을 보인다.

다음은 음파의 비선형성을 임상진단에 비침습적으로 적용 가능함을 확인하기 위해 스폰지 팬덤에서 산란체에 반사된 파를 이용하여 매질의 비선형성을 측정한 결과이다. 그림 4.8은 매질이 물일 경우 850 kHz의 유한 진폭파가 평면파로서 전파할 때 발생하는 제 2고조파 성분을 1.7 MHz의 유한 진폭파가 평면파로 전파할 때 기본파 성분으로 나눈 것이다. 그림 4.8의 직선 기울기는 최소 자승법으로 얻은 값으로 1400 sec^{-1}이다. 그리고 그림 4.9는 매질이 콩기름일 경우 그 결과를 나타내었다. 그림 4.9의 직선 기울기는 2300 sec^{-1}이다. 이 값들을 식 (4.16)에 대입함에 의해 계산한 비선형 파라미터 B/A값을 물을 기준으로 한 식 4.11을 이용하여 측정한 값과 문헌치와 함께 표 4.3에 나타내었다.

표 4.3. 측정된 비선형 파라미터 B/A

Table 4.3. Measurement results of B/A with reference value

Sample	Density (kg/m^3)	Velocity (m/s)	B/A (a)	B/A (b)	B/A (c)
Water	998.2	1483.3	-	5.7	5.3
Soybean oil	900.0	1480.0	10.27	9.3	-

(a) measured nonlinearity parameter B/A using reflection plate.

(b) measured nonlinearity parameter B/A using scattered wave.

(c) reference value[48].

그 결과를 비교하면 본 장에서 측정한 결과와 문헌치와 잘 일치함을 보이고 있다. 그러므로 본 논문에서 제작한 트랜스듀서를 이용하여 생체매질을 절취하지 않고 비침습적으로 생체매질의 비선형성을 측정할 수 있음을 확인하였다.

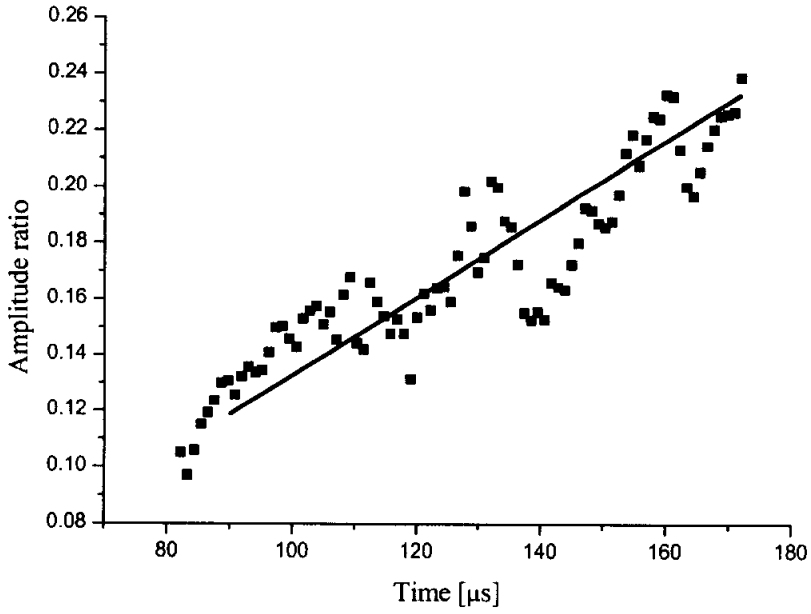


그림 4.8. 물의 팬텀에서 산란된 기본파와 제 2고조파의 진폭 비.

Fig. 4.8. Amplitude ratio of the second-harmonics to fundamental component on a sponge pack moisturized with water.

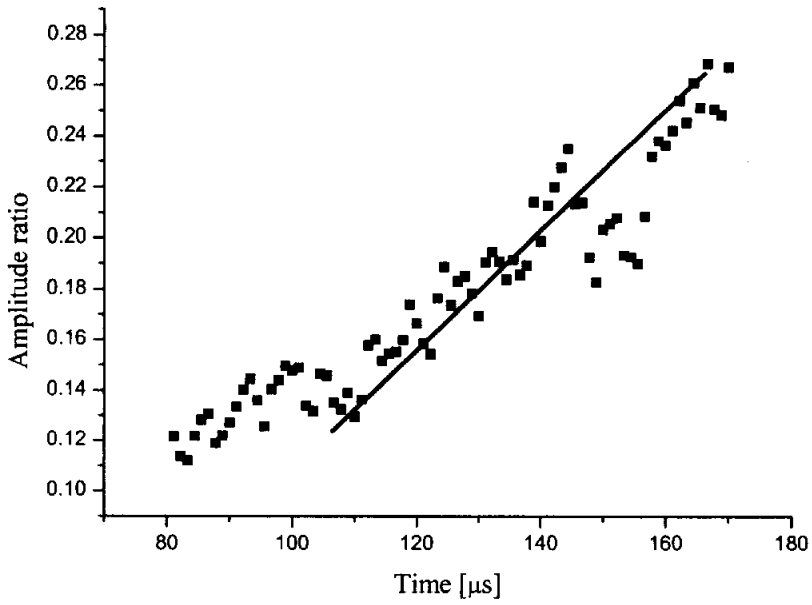


그림 4.9. 콩기름 팬텀에서 산란된 기본파와 제 2고조파의 진폭 비.

Fig. 4.9. Amplitude ratio of the second-harmonics to fundamental component on a sponge pack moisturized with soybean oil.

4.6. 결 론

본 장에서는 음파의 비선형성 측정에 2층 구조 트랜스듀서를 적용하였다. 음파의 비선형성 측정 적용의 유효함을 확인하기 위해 돈육의 근육과 지방에 대한 비선형 파라미터 B/A와 이 두 생체 매질로 이루어진 복합 매질에 대한 B/A를 측정하였다. 그 결과 문헌치와 잘 일치함을 보였는데, 복합 생체 매질에 대한 비선형 파라미터 B/A의 값은 근육에서의 7.2와 지방에서의 10.2 사이에 분포하였고, 지방의 구성비가 커질수록 비선형 파라미터가 증가함을 보였으며, 이론 계산과 비교적 잘 일치하였다.

산란법을 이용한 비침습적인 방법으로 물 및 콩기름에 각각 적신 스폰지에 대한 비선형 파라미터 B/A는 각각 5.7과 9.3으로 측정되었으며, 물과 콩기름에 대한 결과는 반사법으로 측정한 결과 및 문헌치와 근접한 값을 나타내어, 제작한 2층 구조 트랜스듀서를 이용한 측정법을 임상진단 등에 적용할 수 있음을 확인하였다.

제 5 장 결 론

본 논문은 압전 초음파 트랜스듀서의 특성 제어법과 그 응용에 대하여 기술하였다.

트랜스듀서 어레이의 진폭 가중치 구현에서는 출력 음압이 간단하게 제어되는 초음파 트랜스듀서가 요구되며, 음파의 비선형 파라미터 B/A의 측정에서는 기본 공진 모드와 그 두 배에 해당하는 제 2고조파 모드를 동시에 발생되는 초음파 트랜스듀서가 요구된다. 이러한 필요성에 의해 본 논문에서는 특성이 같은 두 장의 압전 세라믹을 적층하고 한 장의 압전 세라믹에 전기적인 임피던스를 접속하는 2층 구조 트랜스듀서를 제안하였다.

먼저, 그 이론적인 해석법의 확립을 위해 등가회로를 도출하고 그 타당성을 확인하였다. 또한, 도출한 등가회로를 이용하여 실용화를 위한 설계방침의 확립을 위하여, 우선 압전 세라믹의 전기단자에 접속되는 전기적 임피던스의 종류에 따른 트랜스듀서의 특성 변화와 배면체 및 주파수 정합용 정합층에 의한 특성 변화를 고찰하였다. 이론 계산을 바탕으로 2층 구조 트랜스듀서를 제작하고, 2층 구조 트랜스듀서에 접속된 커패시터에 의한 특성 변화를 계산 결과와 비교 검토하였다. 이를 이용하여 지향 특성 가변을 위한 트랜스듀서 어레이의 진폭 가중치 구현에 적용하여 그 유효성을 확인하였다. 끝으로, 비선형 파라메타B/A의 측정에 있어서, 단일 트랜스듀서로 측정을 하기 위해 2층 구조 트랜스듀서를 이용한 시스템을 제안하고, 비선형 파라메타B/A를 측정함으로써 2층 구조 트랜스듀서의 실용 가능함을 확인하였다.

본 논문의 각 장에서 주요한 결과를 요약하면 다음과 같다.

제 1장은 서론으로, 초음파 압전 트랜스듀서의 공진 특성 제어에 대한 연구 배경과 새로운 초음파 압전 트랜스듀서의 공진 특성 제어법에 대한 필요성을 기술하였다.

제 2장에서는 제안한 2층 구조 트랜스듀서에 대한 등가회로를 도출하여 특성 해석 및 설계를 위한 이론적 수단을 확립하였다.
먼저, 전기 단자에 접속된 전기적인 임피던스의 종류에 따른 주파수 특성을 계산한 결과 커패시터를 이용할 경우, 기본 공진 모드의 2배의 공진 모드가 발생되고 그 효율이 제어됨을 확인하였다. 또한, 주파수 정합용 정합층의 두께에 따른 주파수 특성을 계산한 결과 기본 공진 주파수와 제 2차 공진 주파수의 관계를 보정할 수 있음을 확인하였다.

제 3장에서는 지향 특성 가변 초음파 트랜스듀서 어레이를 제안하고 그 특성을 이론 및 실험적으로 해석하였다. 트랜스듀서 어레이에 사용된 2층 구조 트랜스듀서는 기본 공진 주파수의 2배의 공진 주파수인 157 kHz에서 출력 음압이 제어됨을 확인하였고, 각 진동자에서 방사되는 음압의 진폭 비를 전기적 용량으로 제어한 결과 빔 폭이 7.6°~16.2°의 범위에서 간단하게 제어 가능함을 확인하였다.

제 4장에서는 음파의 비선형성 측정 전용 초음파 트랜스듀서로서 2층 구조 트랜스듀서를 이용한 송수신 일체형 트랜스듀서를 제안하고 생체 매질에 대한 비선형 파라미터 B/A를 측정하였다. 그 결과 돈육의 근육은 7.2, 돈육의 지방은 10.2, 소의 간은 7.5로 측정되었다. 또한 돈육의 근육과 지방으로 이루어진 복합 생체 매질에서는 7.2와 10.2 사이에 분포하였다. 산란법을 이용한 비침습적인 방법으로 물

및 콩기름에 적신 스폰지 팬텀에 대한 비선형 파라미터 B/A는 각각 5.7과 9.3으로 측정되었다.

이상의 결과로부터 2층 구조 트랜스듀서를 이용한 지향 특성 가변 트랜스듀서 어레이를 초음파 진단 장치나 표적을 탐지하는 소나 등에 이용할 경우, 트랜스듀서 어레이가 제작된 이후에도 사용 목적에 따른 지향특성의 변경이 용이하여 그 응용 분야가 많을 것으로 기대된다. 또한, 2층 구조 트랜스듀서를 이용한 비선형성 측정법은 단일 트랜스듀스를 이용하여 생체 진단 등에 비침습적으로 정도 높은 음파의 비선형성 측정에 적용될 수 있을 것이며, 본 연구에서 도출된 2층 구조 트랜스듀서의 등가회로는 유사한 적층형 트랜스듀서의 해석에 유용하게 적용되리라 기대된다.

참 고 문 헌

[1] Y. Kikuchi, *Ultrasonic transducers*, Corna Publishing Co., Tokyo, 1969.

[2] J. F. Fernandez, A. Dogan, Q. M. Zhang, J. F. Tressler, and R. E. Newnham, "Hollow piezoelectric composites," Sensors and Actuators, Vol. A51, pp. 183-192, 1996.

[3] X. P. Jiang, H. L. W. Chan, and R. E. Newnham, "Properties of $PbTiO_3(Bi_{1/2}Na_{1/2})(In_{1/2}Nb_{1/2})O_3$ piezoelectric ceramics with high Curie temperature," Materials Letters, Vol. 57, pp. 3667-3670, 2003.

[4] W. Zou, S. Holland, K. Y. Kim, and W. Sachse, "Wideband high-frequency line-focus PVDF transducer for materials characterization," Ultrasonics, Vol. 41, pp. 157-161, 2003.

[5] S. Takeuchi, T. Sato, S. Wakui, and N. Kawashima, "Detection of harmonic ultrasound scattered from microbubbles with ultrasound transducer for harmonic imaging having double peak type frequency characteristics," Colloids and Surfaces B, Vol. 25, pp. 257-268, 2002.

[6] P. A. Lewin, G. Lypacewicz, R. Bautista, and V. Devaraju, "Sensitivity of ultrasonic hydrophone probes below 1 MHz," Ultrasonics, Vol. 38, pp. 135-139, 2000.

[7] S. Hirose, M. Aoyagi, Y. Tomikawa, S. Takahashi, and K. Uchino, "High power characteristics at antiresonance frequency of piezoelectric transducers," Ultrasonics, Vol. 34, pp. 213-217, 1996.

[8] F. Zok and A. Atkinson, "Ceramics, composites and intergrowths," Current Opinion in Solid State and Materials Science, Vol. 6, pp. 227-228, 2002.

[9] 齋藤繁實, 中村憓良, "非線型第2高周波を受波できる超音波集束 ガウス音源," 日本音響學會講論文集, pp. 1025-1026, 1999.

[10] S. Saitoh, M. Izumi, and Y. Mine, "A dual frequency ultrasonic probe for medical applications," IEEE. UFFC. Vol. 42, No. 2, 1995.

[11] J. Guillard, "Daily migration cycles of fish populations in a tropical estuary (Sine-Saloum, Senegal) using a horizontal-directed split-beam transducer and multi-beam sonar," Fisheries Research, Vol. 35, pp. 23-31, 1998.

[12] B. Jaffe, W. R. Cook, and H. Jaffe, *Piezoelectric ceramics*, Academic Press Inc., London and New York, 1971.

[13] J. O. Kim and O. S. Kwon, "Vibration characteristics of piezoelectric torsional transducers," Journal of Sound and Vibration, Vol. 264, pp. 453-473, 2003.

[14] K. T. Chang, "Improving the transient response of a bolt-clamped Langevin transducer using a parallel resistor," Ultrasonics, Vol. 41, Iss. 6, pp. 427-436, 2003.

[15] A. Iula, F. Vazquez, M. Pappalardo, and J. A. Gallego, "Finite element three-dimensional analysis of the vibrational behaviour of the Langevin-type transducer," Ultrasonics, Vol. 40, Iss. 1-8, pp. 513-517, 2002.

[16] B. Dubus, G. Haw, C. Granger, and O. Ledez, "Characterization of multilayered piezoelectric ceramics for

high power transducers," Ultrasonics, Vol. 40, pp. 903-906, 2002.

[17] S. Lin, "Study on the multifrequency Langevin ultrasonic transducer," Ultrasonics, Vol. 33, pp. 445-448, 1995.

[18] Q. M. Wang, X. H. Du, B. Xu, and L. E. Cross, "Electromechanical coupling and output efficiency of piezoelectric bending actuators," IEEE. UFFC. Vol. 46, No. 3, pp. 638-646, 1999.

[19] Y. Sugawara, K. Onitsuka, S. Ysohikawa, Q. Xu, R. E. Newnham, and K. Uchino, "Metal-ceramic composite actuators," J. amer. Ceramic Soc., Vol. 75, No. 4, pp. 996-998, 1992.

[20] A. Pogan, K. Uchino, and R. E. Newnham, "Composite piezoelectric transducer with truncated conical endcaps cymbal," IEEE Trans. UFFC. Vol. 44, No. 3, pp. 597-605, 1997.

[21] D. E. Glumac, and W. P. Robbins, "A planar unimorph-based actuator with large vertical displacement capability," IEEE. UFFC. Vol. 45, No. 5, 1998.

[22] Y. Kikuchi, N. Chubachi, and S. Yananizu, "Anlaysis of ultrasonic multi-layer transducer for UHF and VHF ranges," The transactions of the institute of electronics and communication engineers of Japan, Vol. 55-A, No. 7, pp. 331-338, 1972.

[23] S. Yananizu, N. Chubachi, and Y. Kikuchi, "Thin film piezoelectric ultrasonic transducers with divided electrodes,"

The transactions of the institute of electronics and communication engineers of Japan, Vol. 55-A, No. 9, pp. 449-455, 1972.

[24] N. Chubachi and M. J. Kim, "Transmission line model equivalent circuit for piezoelectric transducers including the effect of electrical terminal impedance," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 35. pp. 3231-3235, 1996.

[25] 金, 中鉢, "多周波數用複合ランジュバン型超音波トランスジューサの特性解析と實驗的檢討," 電氣學會論文誌C, Vol. 114-C, No. 1, pp.42-50, 1994.

[26] S. Tamamizu and N. Chubachi, "Ultrasonic transducer composed of two piezoelectric layers with variable weighing," Jpn. J. Appl. Phys. Vol. 24. pp. 68-70, 1988.

[27] 김동현, 김무준, 하강렬, "PZT와 PVDF의 복합다층구조에 의한 광대역 수중 초음파 트랜스듀서의 특성," 한국음향학회지, 제17권, 제2호, pp. 56-62, 1998.

[28] Y. Li and J. A. Zagzebski, "A frequency domain model for generating B-mode images with array transducers," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr., Vol. 46, 690-699, 1999.

[29] J. P. Huissoon and D. M. Moziar, "Optimization of the sound pressure level pattern for a curved array sonar transducer," Journal of Sound and Vibration, 149, Issue 1, pp. 125-136, 1991.

[30] Lawrence J. Ziomek, *Fundamentals of Acoustic Field Theory and Space-Time Singal Processing,* CRC Press, Boca Raton,

1995.

[31] T. Sato and Y. Yamakoshi, "Acoustic nonlinear effects in biological tissues and its application," 日本音響學會誌, Vol. 44, No. 4, pp. 700-705, 1988.

[32] A. Kato and Y. Watanabe, "Measurements for spatial distribution of nonlinearity parameter B/A using nonlinear interaction of two wound wave," 日本音響學會誌, Vol. 50, No. 1, pp. 22-30, 1994.

[33] 堤直樹, 上田光宏, "ハーモニックイメージングにおける超音波Bモード像のコントラスト改善度の評価,"日本音響學會講論　文集, pp. 1161～1162, 1998, 9月.

[34] 熊澤尙司, 秋山いわき, 大矢晃久, "第2高調波による生体内部のイメージングについて," 日本音響學會講論文集, pp. 1121- 1122, 1999.

[35] 齋藤繁實, "非線型ﾊﾟﾗﾒｰﾀの測定と組織識別," 超音波TECHNO, 1月号, pp. 28-33, 1993.

[36] J. Zhang, M. S. Kuhlenschmidt, and F. Dunn, "Influences of structural factors of biological media on the acoustic nonlinearity parameter B/A," J. Acoust. Soc. Am., Vol. 89(1), pp. 80-91, 1990.

[37] Velimir M. Ristic, *Principles of Acoustic Devices,* John Wiley & Sons, New York, 1983.

[38] L. J. Zoomek, *Fundamentals of Acoustic Field Theory and Space-Time Signal Processing* (CRC Press, Boca Raton, 1995), Chap. 7, pp. 497-579.

[39] Lawrence J. Zoomek, *Underwater Acoustics* (Academic Press,

Orlando, 1985), Chap. 4, pp. 94-152.

[40] I. Akiyama, M. Nakajima, S. Yuta, and T. Itoh, "Measurement of ultrasound nonliearity parameter from reflected echo signals," 電子情報通信學會論文誌D, Vol. J70-D, No. 5, pp. 1026-1034, 1987.

[41] K. Yoshizumi, T. Sato, and N. Ichida, "A physicochemical evaluation of the nonlinear parameter B/A for media perdominantly composed of water," J. Acousti. Soc. Am., Vol. 82, pp. 302-305, 1987.

[42] W. K. Law, L. A. Frizzell, and F. Dunn, "Ultrasonic determination of the nonlinearity parameter B/A for biological media," J. Acousti. Soc. Am., Vol. 69, pp. 1210-1212, 1981.

[43] G. Xiu-Fen, Z. Zhe-Ming, S. Tao, and H. Jian-Hong, "Determination of the Acoustic Nonlinearity Parameter in Biological Media Using FAIS and ITD," J. Acoust. Soc. Am., Vol. 86, pp. 1-5, 1989.

[44] J. Zhang, and F. Dunn, "A small volume thermodynamic system for B/A measurement," J. Acoust. Soc. Am. Vol. 89, pp. 73-79. 1991.

[45] W. K. Law, L. A. Frizzell, and F. Dunn, "Ultrasonic determination of the nonlinearity parameter B/A for biological media," J. Acoust. Soc. Am. Vol. 69(4), pp. 1210-1212, 1981.

[46] Gong Xiu-Fen, Feng Ruo, Zhu Cheng-Ya, and Shi Tao, "Ultrasonic investigation of the nonlinearity parameter B/A in biological media," J. Acoust. Soc. Am. Vol. 76(3), pp. 949-951, 1984.

[47] C. M. Sehgal, G. M. Brown, R. C. Bahn and J. F. Greenleaf, "Measurement and use of acoustic nonlinearity and sound speed to estimate composition of excised livers," Ultrasound in Med. & Biol, Vol. 12. No. 11, pp. 865-874, 1986.

[48] W. K. Law, L. A. Frizzell, and F. Dunn, "Determination of the nonlinearity parameter B/A of biological media", Ultrasound in Med. & Biol, Vol. 11. No. 2, pp. 307-318, 1985.

[49] R. Beyer, *Nonlinear Acoustics*, Naval Sea Systems Command, Washington, 1974.

본 논문에 관련된 발표논문

***전문학술지 논문**

[1] 김정호, 송인진, 김무준, 하강렬, 김천덕, "2층 구조 압전 트랜스듀서를 이용한 초음파 트랜스듀서 어레이의 지향 특성 가변," 한국음향학회지, Vol. 22, No. 8, pp. 629-636, 2003.

[2] Jung-Ho Kim, In-Jin Song, Moo-Joon Kim, Kang-Lyeol Ha, Chun-Duck Kim, and Noriyoshi Chubachi, "Beam width controllable ultrasonic transducer array," Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 42, No. 5B, pp. 3198-3199, 2003.

[3] Jung-Ho Kim, Moo-Joon Kim, Kang-Lyeol Ha, Chun-Duck Kim, and Noriyoshi Chubachi, "*In vivo* measurement method for nonlinearity parameters using single ultrasonic transducer," Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 41, No. 5B, pp. 3331-3332, 2002.

[4] Jung-Ho Kim, Moo-Joon Kim, Kang-Lyeol Ha, Chun-Duck Kim, and Noriyoshi Chubachi, "Design of the double ultrasonic transducer for nonlinearity measurement of acoustic waves," Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 40, No. 5B, pp. 3652-3653, 2002.

***학술대회 논문**

[1] Jung-Ho Kim, In-Jin Song, Moo-Joon Kim, Kang-Lyeol Ha,Chun-Duck Kim, and Noriyoshi Chubachi, "Beam width controllable ultrasionic transducer array," The 23rd Symposium on Ulrasonic electronics, Vol. 23, 2002.

[2] 송인진, 김정호, 김무준, 하강열, 김천덕, "트랜스듀서 어레이의 향

특성 제어법 제안," 한국음향학회 추계학술발표대회 논문집, Vol. 21, No. 2s, 2002.

[3] 송인진, 김정호, 김무준, 하강열, 김천덕, "가변 빔 폭을 갖는 초음파 어레이 트랜스듀서의 제안," 수중음향학회 학술발표대회 논문집, Vol. 17, 2002.

[4] 김정호, 김무준, 하강열, 김천덕, "2층 구조 압전 트랜스듀서의주파수 특성 변화를 이용한 물리계측법의 제안," 한국음향학회 하계학술발표대회 논문집, Vol. 21, No. 1s, 2002

[5] Jung-Ho Kim, Moo-Joon Kim, Kang-Lyeol Ha, Chun-Duck Kim, and Noriyoshi Chubachi,"In vivo measurement method of nonlinearity parameter using single ultrasonic transducer," The 22rd Symposium on Ulrasonic electronics, Vol. 22, 2001.

[6] 김정호, 김무준, 하강열, 김천덕, "단일 트랜스듀서를 이용한 음향비선형성의 비침습적 측정법," 한국음향학회 영남지회 학술발표대회 논문집, Vol. 8, 2001.

[7] 김정호, 김무준, 하강열, 김천덕, "생체 매질에 대한 음파의 비선형성 분포 측정," 한국음향학회 하계학술발표대회 논문집, Vol. 20, No. 1s, 2001.

[8] Jung-Ho Kim, Moo-Joon Kim, Kang-Lyeol Ha, Chun-Duck Kim, and Noriyoshi Chubachi, "Two layered PZT transducers for measurement of nonlinerity," The 21rd Symposium on Ulrasonic electronics, Vol. 21, 2000.

[9] 김정호, 김무준, 하강열, 김천덕,"이층구조 트랜스듀서를 이용한 음파의 비선형 파라메타B/A의 측정," 한국음향학회 영남지회 학술발표대회 논문집, Vol. 7, 2000.

감사의 글

먼저 언제나 저와 함께 하신 하나님께 감사 드립니다.

지난 5년 동안 부족한 저를 사랑과 채찍으로 이끌어 주시고 학문의 길과 사람됨을 일깨워 주신 김천덕 교수님께 깊이 머리 숙여 감사와 존경의 마음을 드립니다.본 논문을 맺기까지 많은 좌절의 상황 때마다 많은 질책과 격려로 학업 과정을 끝을 맺게 해주신 김무준 교수님께 지면을 빌어 고마움을 조금이나마 전합니다. 아울러 바쁘신 중에도 논문심사를 위하여 아낌없는 지도와 조언을 해주신 하강렬 교수님, 이대재 교수님, 김봉채 박사님께 진심 어린 감사를 드립니다.

또한, 연구에만 전념할 수 있도록 격려와 도움을 아끼지 않으신 이채봉 교수님과, 본 논문을 위해 많은 관심과 도움을 주신 배민건 선생님, 김정순 박사님, 송인진, 송행용님께 고마움을 전합니다.

오늘이 있기까지 항상 저를 위해 기도하시고 사랑과 믿음으로 길러주신 부모님께 무한한 감사와 존경의 마음으로 이 논문을 바치며, 항상 관심과 사랑을 주신 장인, 장모님, 형님 내외분께 이 기쁨을 함께 하고자 합니다.

마지막으로 학업에만 전념할 수 있도록 변함없는 사랑과 희생으로 내조하여준 사랑하는 아내 지형이에게 고마움과 이 영광을 나누고 싶으며, 지금까지 항상 도와주시고 격려해 주셨던 그 외 많은 분들께도 깊은 감사 드립니다.

김 정 호 올림