

압전형 초음파 Transducer의 내부 손실이 그 성능에 미치는 영향

(The Effects of the Internal Losses of a Piezoelectric
Ultrasonic Transducer on Its Performances)

李 鐘 泰*, 李 炳 夷*, 朴 松 培**

(Jong Hyun Ih, Byung Ho Lee and Song Bai Park)

要 約

압전형 초음파 transducer의 성능에 대하여, 압전체와 사용된 layer들의 내부손실을 고려하여 해석하였다. 압전체의 전기적 등가회로로는 KLM 모델을 이용하였고, 그 내부 손실을 무부하의 전기저항 값으로부터 유도된 손실계수를 사용하여 해석하였다.

압전체의 손실계수는 그 입력 저항의 최대값에 반비례함을 알 수 있었으며, 또 내부 손실이 큰 압전체를 해석해야 할 경우에 유용한 변수임을 확인하였다.

또 초음파 transducer에 대한 실험적인 RTIL이, 면반사(plane reflection)에 의한 pulse-echo를 측정한 후 신호 처리하여 얻어졌으며, 이론과 비교할 때 20-dB 주파수 대역내에서 3-dB 이하의 오차가 관찰되었다.

Abstract

Performances of a piezoelectric ultrasonic transducer are analyzed considering the internal losses of a piezoelectric material and fabricated layers. The KLM-model is adopted for the equivalent circuit of a piezoelectric resonator, and the attenuation coefficient is introduced to represent the internal losses of the transducer. The attenuation coefficient of a piezoelectric resonator is inversely proportional to the maximum value of the input electrical resistance, and is confirmed to be an efficient parameter for the analysis of the considerably lossy piezoelectric resonator operating in a thickness mode. Also, the experimental RTIL is obtained by pulse-echo method. The experimental result is deviated from the predicted one within 3 dB over the 20 dB frequency bandwidth.

I. 序 論

*正會員, 韓國科學技術院 機械工學科

(Dept. of Mechanical Eng., KAIST)

**正會員, 韓國科學技術院 電子工學科

(Dept. of Elec. Eng., KAIST)

接受日字 : 1985年 12月 19日

압전형 초음파 transducer(piezoelectric ultrasonic transducer)는 비파괴 검사나 의료진단에 많이 이용되고 있으며, 그 제작에 있어서의 재현성(reproducibility)이 아직 문제점으로 남아 있다(R.1,2). 따라서 변환자에 대한 시뮬레이션을 통하여 그 성능에 영향을 주는 설

계나 제작 과정의 주요 변수를 아는 것이 중요하며, 이에 대해 여러 해석 방법이 제시되고 있다(R.3,4,5,6,7). 원판형 압전체에 대한 해석에서, 지름이 두께에 비하여 상당히 클 때에는 축방향에 대한 1차원적인 해석으로 충분하다. 이에 대한 전기적 등가회로는 Mason 모델(R.3,4,5,8)이 있으나 여기서는 Krimholtz 등이 layer가 있을 때의 해석에 적합하도록 변형시킨 전송선 모델(KLM-model)(R.2,6,7,9)을 사용하였고, 그에 대한 model 변수는 실험적인 입력 전기 impedance 곡선으로부터 얻을 수 있다(R.10).

내부손실이 적은 압전체는, 매질과의 음향 임피던스 정합이 어느 정도 이루어졌을 때, 그 내부손실에 따른 transducer의 성능변화는 무시할 만하다. 그러나 압전체로서 plastic film, lead metaniobate 그리고 최근 많은 연구의 대상이 되고 있는 PZT-polymer composite(R.11,12) 등과 같이 비교적 내부손실이 큰 압전체를 해석해야 할 때는, 비록 매질과의 임피던스 정합이 이루어졌다 하더라도, 내부손실의 비율을 무시할 수 없게 된다(R.2).

압전체의 내부 손실은 보통 유전 손실, 기계적 손실 그리고 압전 손실의 형태로 구분되며(R.13), 대부분 그 손실을 관심있는 주파수 근처에서의 저항성분으로 나타내고 있다(R.10). 그러나 이와 같은 방법으로는 광대역 주파수 특성이 요구되는 초음파 transducer의 성능해석에서, 주파수 함수의 내부 손실을 고려할 수가 없게 된다.

전송선 모델의 손실에 대해서 M.G. Silk(R.2)가 복소수 음향 임피던스의 사용 가능성을 제시하였으나 압전체내의 손실계수를 구할 수 있는 방법을 제시하지 못하였다. 이 내부손실을 구하기 위하여 음향 pulse의 투과나 반사에 의한 측정을 생각할 수 있다. 그러나 주어진 고주파(1-10MHz)용의 압전체에 대해 실제로 손실 계수를 얻고자 할 때는, 그 시편의 두께가 얇아, 그와 같은 직접적인 측정이 어려워 진다. 따라서 여기에서는 진동자의 공진을 이용(resonance method)하여 구할 수 있는 손실 계수를 이용하였다(R.14).

위와 같은 방법에 의해 공진 주파수 근처에서 압전체의 손실계수를 얻을 수 있으며, 여기에 layer내부의 손실을 포함시켜 초음파 transducer의 pulse-echo 및 RTIL(Round Trip Insertion Loss)(R.7)에 대해 시뮬레이션을 하였다. 또 제작된 초음파 transducer로써 pulse-echo를 측정하여 RTIL을 계산한 후, 이론적인 예측치와 비교하였다.

II. 진동자의 특성

압전형 초음파 transducer에서 가장 중요한 요소는

압전체라고 할 수 있다. 압전체는 전장(electric field)에 의해 변형이 발생하여 초음파 transmitter가 될 수 있으며, 또 응력에 의해 전하가 발생됨으로써 초음파 receiver의 역할을 겸할 수 있다.

(1) 압전체의 model 변수에 대한 고찰

원판형 압전체에 대한 전기적 등가 회로는 그림 1과 같은 KLM-model(R.9)을 이용하였다. 이 model은 transducer의 전송선 특성을 만족시키고 있으며, 또 분포된 압전결합 계수를 압전체의 가운데에 집중시키고 주파수 함수의 원선비를 가진 transformer를 연결함으로써 그 구조를 간략하게 만든 것이다.

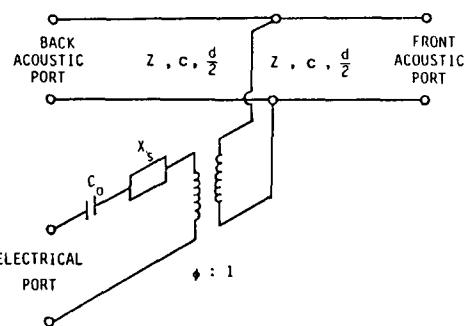


그림 1. 두께방향으로 진동하는 압전체에 대한 KLM-model

d =두께, k_t =압전계수, ω =각속도, ω_0 =반파장 공진 주파수($=2\pi f_0$), C_0 =정전용량, c =음속($=\omega_0 d/\pi$), Z =음향임피던스, ϕ =transformer ratio, X_s =reactance

Fig. 1. KLM-model of a piezoelectric plate operating in a thickness mode of vibration d =thickness, k_t =piezoelectric coupling constant,

ω =angular frequency, ω_0 =angular frequency of half-wavelength resonance($=2\pi f_0$), C_0 =static capacitance, c =stiffened acoustic velocity($=\omega_0 d/\pi$), Z =stiffened acoustic impedance, ϕ =acousto-electric transformer ratio, X_s =reactance;

$$\phi = k_t \left(\frac{\pi}{\omega_0 C_0 Z} \right)^{\frac{1}{2}} \text{sinc} \left(\frac{\omega}{2\omega_0} \right),$$

$$X_s = \frac{k_t^2 \text{sinc} \left(\frac{\omega}{\omega_0} \right)}{\omega C_0}$$

초음파 transducer의 해석에 필요한 압전체의 모델 변수들은 생산자에 의해 주어진 자료들로부터 얻을 수 있다. 그러나 각 압전체의 실제 물질상수들은 생산자가 제시한 값과 차이가 있을 수 있으므로, 실험에 의해 얻어진 값을 시뮬레이션에 이용하는 것이 바람직하다. 특히 압전체를 제작하여 사용할 때는 실험적으로 그 값을 알아야 한다.

이와 같은 model 변수를 구하기 위해서, 우선 중요한 변수를 고찰해 보기로 한다. 내부 손실이 없는 압전체에서는 입력 admittance와 impedance의 최대 점을 각자 임계 주파수 f_1, f_2 로 정의할 수 있지만, 실제로 손실이 있을 때는 f_1, f_2 를 측정하기가 어려워지므로 그 근처에서의 다른 주파수들을 정의하게 된다. 보통은 conductance의 최대 점을 직렬공진 주파수, f_s , resistance의 최대 점을 병렬 공진 주파수, f_p 로 정하여 임계주파수 f_1, f_2 대신 사용하고 있다(R. 10).

압전체의 두께 진동에 있어서 기본 공진 주파수 근처의 압전 결합 계수 k_t 는 $k_t = \sqrt{\chi \cot x}$ 로 계산되며, 여기의 x 는 $x = (\pi/2) (f_s/f_p)$ 이다.

압전체의 유전율 ϵ^s 은 일반적으로 주파수의 함수이다. 따라서 공진 주파수에서의 유전율은, 두께 진동의 기본 공진 주파수보다 충분히 높으며 또한 그 배진동과 지름 방향의 mode에서 충분히 떨어진 곳에서 측정한 다음, 관심있는 공진 주파수로의 extrapolation에 의해 구해질 수 있다.

또 특성 음향 impedance Z 는 압전체의 밀도, ρ , 공진 주파수, f_o , 그리고 그 두께, d ,에 의해 아래와 같이 표시된다.

$$Z = 2\rho f_o d$$

(2) 손실 계수

압전체의 해석에 있어서 이상적인 모델은 손실이 포함되어 있지 않으므로, 입력 전기 impedance가 reactance만으로 주어지며, 또 병렬 공진주파수에서 저항이 무한대가 되는 문제점을 가지고 있다. 이 문제는 압전체의 내부손실을 고려함으로써 해결할 수 있으며, 이 때의 손실 계수는 파동 상수의 복소수 부분에 해당된다. 추가변수인 손실 계수는 공진 주파수 근처에서의 전기 impedance를 측정함으로써 얻을 수 있으며, 또 이 손실계수가 초음파 transducer의 성능에 미치는 영향을 조사할 필요가 있다.

압전체가 두께 진동을 할 때, 그 mode의 병렬 공진 주파수 근처에서 입력 전기 저항이 최대가 되며, 그 양은 vector impedance meter에 의해 쉽게 측정될 수 있는 값이다. 또 공진 주파수 근처는 resistance-controlled 영역이므로, 입력 저항의 최대값은 내부손실이 커짐에 따라 민감하게 작아지게 된다. 위 사실로 부터 유도된 손실 계수 α 와 최대입력 저항 R_m 사이의 관계식을 이용하여 얻어진 손실 계수는 다음과 같다(R. 14).

$$D = \frac{\pi^2 R_m C_0 f_0}{k_t^2}$$

$$\alpha = \frac{1}{d} \log e \left(\frac{D+1}{D-1} \right) \left[\frac{\text{neper}}{\text{m}} \right]$$

이 손실 계수 α 는 $\omega/c - ja$ 의 형태로 파동상수에 이

용되며, 여기에 $0.2/\log_{10}$ 을 곱함으로써 단위가 dB/cm로 변환된다.

표 1은 직경 12.72mm, 두께 0.82mm의 원판형 PZT-5A($f_o=2.642\text{MHz}$, $C_0=1144\text{pF}$, $k_t=0.495$)에 있어서, 최대 입력 저항 R_m 에 따라 손실 계수를 계산한 것으로, 손실 계수는 R_m 에 거의 반비례함을 보이고 있다.

무차원 변수 D가 30.8이하(여기에서는 내부 손실이 6.88dB/cm 이상)의 손실 계수에 대해서는, anti-resonance 주파수 f_a 가 내부 손실에 의해 천이되는 양을 이용하여 구할 수 있을 것으로 생각한다.

표 1. 최대 전기 저항에 따라 계산된 손실 계수
Table 1. Calculation of the attenuation coefficient according to the maximum electrical resistance

R_m ohm	D	Q_m	손실계수 1/m	손실 dB/cm
8000	1231.8	752.0	1.98	0.17
4000	615.9	250.7	3.96	0.34
2000	308.0	76.2	7.92	0.69
800	123.2	49.7	19.80	1.72
400	61.6	34.4	39.61	3.44
200	30.8	19.6	79.23	6.88

이상과 같이 계산된 손실 계수가 초음파 transducer의 성능에 미치는 영향을 알기 위하여 압전체, matching layer, backing, 매질, 그리고 tuning 및 구동회로를 고려하여 RTIL을 simulation하였다. 초음파 transducer의 요소를 4정수 단자의 행렬로 나타내면, 전체 변환자의 전달 특성은 각 요소의 곱으로 표시된다. 이것은 transducer 요소의 가감에 따른 program 변경을 용이하게 한다.

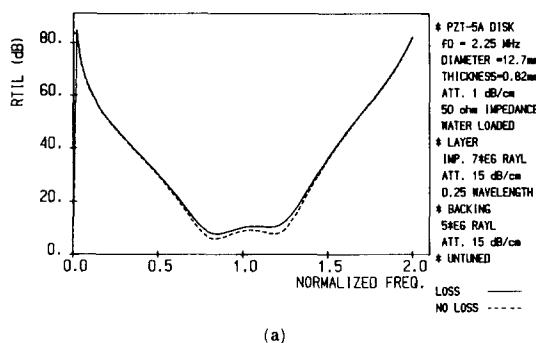
입력의 전기 펄스는 delta 함수이며, transducer에서 나온 음향펄스가 반사면에서 완전반사되어 다시 transducer로 돌아 간다고 가정하였다. 그 결과로서, 에너지 변환효율인 RTIL을 얻을 수 있으며, 이것에 의해 주파수에 따른 transducer의 sensitivity를 알 수 있다. 또 임펄스 응답의 simulation으로부터 그 펄스 폭을 계산하면 축 방향 해상도도 역시 예측할 수 있다.

초음파 transducer 내부의 손실을 고려하여 계산된 RTIL과 그 임펄스 응답은 그림 2의 (a)(b)와 같으며 transducer 내부의 손실을 고려할 때 중심 주파수 대역에서 RTIL이 2~3dB 증가됨을 보이고 있다.

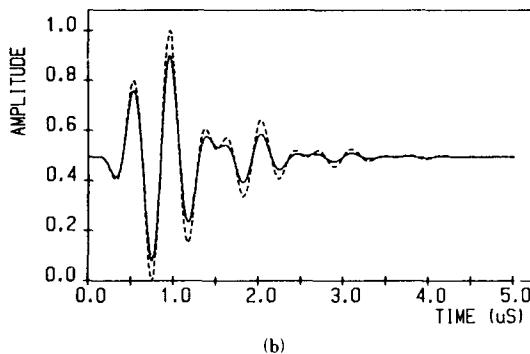
III. 측정 및 실험결과

1. 모델 변수의 측정

압전체에 대한 model 변수를 측정하기 위하여, 무부



(a)



(b)

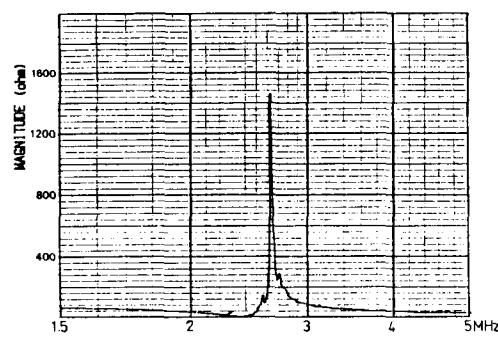
그림 2. 압전형 초음파 transducer에 대해 simulation 된 RTIL(a) 및 pulse-echo 응답(b)

Fig. 2. Simulated RTIL response (a) and pulse-echo response (b) for a piezoelectric ultrasonic transducer.

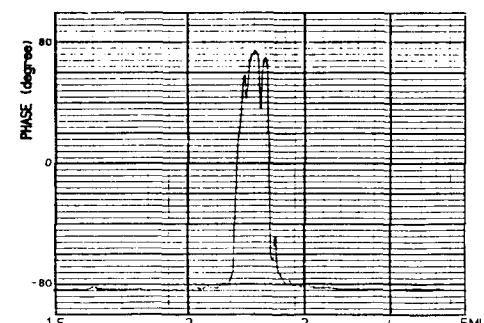
하 압전체의 주파수에 따른 입력 전기 impedance를 그림 3의 (a), (b)와 같이 측정하였다. 사용된 impedance meter는 HP 4815A RF vector impedance meter이며, 그 주파수와 임피던스 출력을 HP 7045B X-Y recorder에 연결하여 기록하였다. 여기에서 초음파 transducer에 이용되는 mode는 두께 방향의 기본 진동이며 그림 3에서 볼 수 있는 바와 같이 radial mode 가 약간 couple 되어 있다. 그러나 II장에서 기술된 바와 같은 물질상수 및 모델 변수를 얻는데 있어서, 그 영향은 무시할 수 있다.

표 2는 압전체에 대해 생산자가 제시한 상수 및 변수값과, 그림 3의 무부하 압전체에 대한 입력 전기 impedance 곡선으로부터 얻어진 측정값과의 비교를 보여 주고 있다. 여기에서 초음파 transducer의 성능 simulation에 필요한 모델 변수를 모두 구할 수 있으며, 수치의 비교에서 차이를 보이는 것은 두께, 밀도, 유전율 그리고 압전 계수등이다.

이상과 같이 구해진 model 변수를 이용하여 transducer 각 제작 단계에서의 입력 전기 impedance를 simulation하여 보았다. 초음파 transducer를 제작할



(a)



(b)

그림 3. 두께 방향으로 진동하는 무부하 압전체에 대해 측정된 입력 전기 impedance곡선
(a)크기 (b) 위상

Fig. 3. Measured input electrical impedances of an air-loaded piezoelectric resonator operating in a thickness mode. (a) magnitude. (b) phase.

표 2. PZT-5A의 물질 상수 및 변수에 대한 비교표
Table 2. Selected material const.

(Vernitron 8035 PZT-5A DISK)

상 수	주어진 data	측 정 값	단 위
반 경	12.70	12.72	mm
두 깨	0.889	0.820	mm
밀 도	7.75×10^3	8.81×10^3	kg/m ³
탄성 계수	1.06×10^{11}	1.09×10^{11}	N/m ²
유전율 ($= \frac{\epsilon_s}{\epsilon_0}$)	8.30×10^2	8.01×10^2	
압전 계수	0.486	0.495	
공진주파수		2.642	MHz
최대입력저항		1.44	kohm
정전용량		1144.	pF
손실계수		11.2	1/m

ϵ_0 : free permittivity (8.85×10^{-12} C/m)

때, 각 단계에서의 입력 전기 impedance 곡선은 제작상태의 이상유무를 판단하는 기준이 되며, simu-

lation 결과와의 비교를 통하여 그 방법의 타당성을 확인할 수 있다. 그림 4는 위와 같이 transducer의 제작 단계, 즉 주부하 압전체, matching layer 1개, 2 개 그리고 backing까지 부착된 각 경우의 입력 전기 impedance를 도시한 것이다. 그림 4에서 보는 바와 같이 이론과 실험이 잘 일치하므로, transducer 제작 과정에서의 오류는 무시할 수 있음을 알 수 있다.

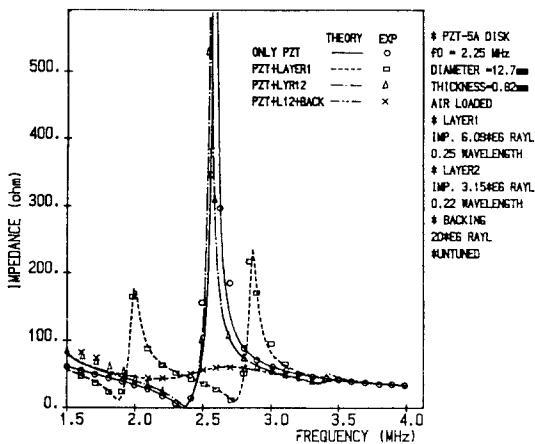


그림 4. 압전형 초음파 transducer의 각제작단계에서 측정된 입력전기 impedance의 크기

Fig. 4. The measured input electrical impedances of a piezoelectric ultrasonic transducer at each fabrication procedure.

2. Pulse-echo 및 RTIL

Pulse-echo에 대한 실험은, 그림 5와 같이, oscillator의 전기 펄스가 transducer에서 초음파로 변환된 후, 평면 반사된 echo를 transducer가 다시 수신함으로써 이루어진다. Transducer sensitivity에 대해서 정확한 실험이 요구될 때는 이와 같이 면반사를 이용해야 하며, 회절에 의한 파형오차를 줄이기 위하여 시연내의 다중반사로 펄스가 중복되지 않는 최소 두께

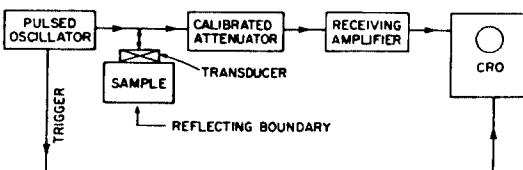


그림 5. 초음파 transducer의 pulse-echo 측정을 위한 실험장치

Fig. 5. The experimental setup for measuring the pulse-echo response for ultrasonic transducers.

의 시편을 사용하였다.

그림 6(a)는 KB-AEROTECH의 ultrasonic transducer analyzer(model UTA-3)에서 나오는 전기 펄스로서, 주파수 대역의 4MHz까지는 6dB 이하의 감소를 가지고 있다. 이 전기 pulse를 transducer에 인가하여 변환된 초음파 pulse를 transducer로 부터 3.6mm 떨어진 평면으로 부터 완전 반사시켰다. 반사된 pulse-echo는 50 ohm의 load impedance를 갖는 transducer에 다시 수신되었으며, HP 3744A storage oscilloscope를 통하여 그림 6(b)와 같이 관찰되었다.

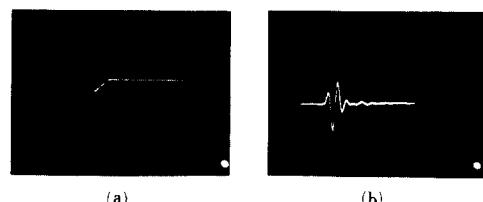


그림 6. 압전형 초음파 transducer에 대해 측정된 입력 전기 펄스와 pulse-echo
(a) 입력된 전기 펄스 50V, 0.1 μ s/div
(b) pulse-echo 0.2V, 0.5 μ s/div

Fig. 6. Input electrical pulse and pulse-echo for a piezoelectric ultrasonic transducer.
(a) input pulse 50 V, 0.1 μ s/div.
(b) pulse-echo 0.2 V, 0.5 μ s/div.

그림 6과 같이 얻어진 pulse-echo 신호를, 입력 전기 pulse의 영향을 제거한 다음, Fourier transform 하면 실험적인 RTIL을 얻을 수 있다. 이 방법은 많이 이용되는 frequency sweep 방법(R. 3, 6)과는 달리 pulse-echo에 대한 실험 결과를 그대로 이용할 수 있으므로 RTIL에 대한 추가적인 실험이 필요하지 않은 장점이 있다.

그림 7은 이 실험적인 RTIL과 이론적인 계산치의 비교를 보여 주고 있다. 제작된 초음파 transducer의 중심 주파수는 2-3 MHz로서 생의학의 응용에 적합한 주파수 영역에 해당된다. 그림 7의 비교에서, 최대 RTIL을 기준으로 한 20dB 주파수 대역내에서는 3dB 이내의 오차를 볼 수 있다. 그 외 양 옆의 주파수 영역에서는 에너지의 양이 작아 신호 / 잡음비(S/N ratio)가 상당히 작아지므로, 그 오차가 크게 나타나게 된다.

위 비교에서 가장 큰 3dB 오차가 일어나는 곳은, 2.25MHz로 정규화 하였을 때, 0.65근처이며, 그림 6(b)에서 뒷 부분의 작은 펄스와 관계가 있는 것으로

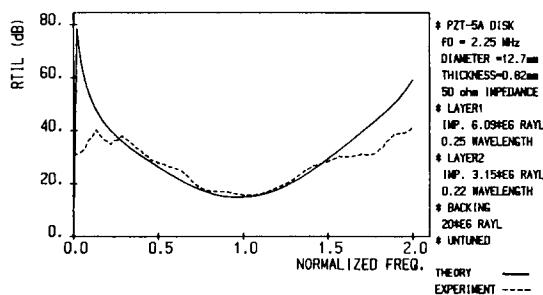


그림 7. 압전형 초음파 transducer의 이론적인 RTIL과 실험값과의 비교

Fig. 7. Comparison of the simulated RTIL response for a piezoelectric ultrasonic transducer with the experimental one.

생각된다. 이것은 압전체와 그 뒷면에 붙이는 backing 사이의 epoxy 접착면이 3Mrayl 정도의 낮은 음향 impedance를 갖고 있기 때문이라고 추측할 수 있다 (R. 15).

펄스 모양의 변형은, 초음파가 반사면까지 갔다 오는 동안의 회절에 의해서도 생길 수 있으므로, 펄스 모양에 대해 보다 정확한 이론적 예측을 하기 위해서는 transducer의 전면과 반사면 사이의 diffraction filter를 사용하는 것이 바람직하다(R. 16, 17).

IV. 結 論

초음파 transducer에 쓰이는 압전체의 변수를 실험적으로 구하여 그 성능의 이론적 계산에 이용하였다. 압전체의 변수들 중에서 손실계수는 새로이 추가된 변수로서, 압전체에 대한 전기적 등가 회로로 사용된 KLM-model의 파동상수에 이용되었다.

계산 결과에서, 초음파 transducer의 내부 손실을 고려하여 계산된 RTIL이, 손실이 없다고 가정했을 때에 비해, 중심 주파수 근처에서 2-3dB 더 커짐을 알 수 있었다. RTIL에 대한 실험은 pulse-echo 실험치를 신호처리하여 얻었으며 이론과 실험의 비교에서, 20-dB 주파수 대역안에서 볼 때 3-dB이내의 오차를 볼 수 있었다.

이상의 결과로부터, 사용된 손실계수는 내부손실을 고려한 KLM-model에 적합함을 확인하였으며, 내부손실이 비교적 큰 plastic film, lead metaniobate 그리고 PZT-polymer 복합재료등의 해석에도 유용할 것으로 생각된다.

參 考 文 獻

- [1] G. Kossoff, "The effects of backing and

matching on the performance of piezoelectric ceramic transducers," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. SU-13, no. 1, pp. 20-31, May 1966.

- [2] M.G. Silk, "Predictions of the effect of some constructional variables on the performance of ultrasonic transducers," *Ultrasonics*, vol. 21, no. 2, pp. 27-33, March 1983.
- [3] J. Souquet, P. Defranoud, and J. Desbois, "Design of low-loss wide-band ultrasonic transducer for noninvasive medical application," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. SU-26, no. 2, pp. 75-81, March 1979.
- [4] C.T. Lancee, J. Souquet, H. Ohigashi, and N. Bom, *Ferro-electric Ceramics Versus Polymer Piezoelectric Materials*. *Ultrasonics*, pp. 138-142, May 1985.
- [5] H.W. Persson and C.H. Hertz, *Acoustic Impedance Matching of Medical Ultrasound Transducers*. *Ultrasonics*, pp. 83-89, March 1985.
- [6] C.S. DeSilets, J.D. Fraser, and G.S. Kino, "The design of efficient broad-band piezoelectric transducers," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. SU-25, no. 3, pp. 115-125, May 1978.
- [7] S. J. H. van Kervel and J.M. Thijssen, *A calculation Scheme for the Optimum Design of Ultrasonic Transducers*. *Ultrasonics*, pp. 134-140, May 1983.
- [8] W.P. Mason, *Electromechanical Transducers and Wave Filter*. Princeton, NJ: Van Nostrand, 1948.
- [9] R. Krimholtz, D. Leedom, and G. Matthaei, *New Equivalent Circuits for Elementary Piezoelectric Transducers*. *Electron. Lett.*, pp. 398-399, 1970.
- [10] IEEE Standard on piezoelectricity, *Trans. Sonics Ultrason.*, vol. SU-31, no. 2, 1984.
- [11] T.R. Gururaja, W.A. Schulze, L.E. Cross, R.E. Newnham, B.A. Auld, and T.J. Wang, "Piezoelectric composite materials for ultrasonic transducer applications. Part I: Resonant modes of vibration of PZT rod-polymer composites," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. SU-32, no. 4, pp. 481-498, July 1985.
- [12] T.R. Gururaja, W.A. Schulze, L.E. Cross, and R.E. Newnham, "Piezoelectric composite materials for ultrasonic transducer

- applications. Part II: Evaluation of ultrasonic medical applications," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. SU-32, no. 4, pp. 499-513, July 1985.
- [13] G.E. Martin, "Dielectric, elastic and piezoelectric losses in piezoelectric materials," *IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, IEEE Cat #74 CHO 896-ISU*, pp. 613-617.
- [14] Jong-hyun Ih and Byung-ho Lee, *Attenuation Coefficient of a Piezoelectric Resonator Operating in a Thickness Mode*. Electron. Lett., vol. 22, no. 7, pp. 357-358,
- March 1986.
- [15] 이종현, 성평모, 이병호, "압전형 초음파 변환자의 성능해석 : 시뮬레이션 및 실험," *한국음향학회지*, vol. 4, no. 3, pp. 16-20, 1985.
- [16] T.L. Rhyne, "Radiation coupling of a disk to a plane and back or a disk to a disk: An exact solution," *JASA*, vol. 61, no. 2, pp. 318-324, Feb. 1977.
- [17] A.J. Hayman, "Transmission and reception of short ultrasonic pulses by circular and square transducers," *JASA*, vol. 66, no. 4, pp. 945-951, Oct. 1979.