

PVDF 초음파 변환기의 제작과 특성에 관한 연구

한서대학교 방사선학과
정 홍 량

- Abstract -

A Study on Fabrication and Characteristics of PVDF Ultrasonic Transducer

Hong Ryang Jung
Dept. of Radiology, Hanseo University

The authors fabricated ultrasonic transducer with PVDF[poly(vinylidene fluoride)] piezoelectric polymer film. When impulse waves were applied to the PVDF ultrasonic transducer, the dependence of the response properties on the backing material with copper was investigated through not only theoretical calculations using Mason's equivalent circuit but also experimental measurements. The experimental pulse response properties agree with those of the theoretical calculations and the pulses were shorter than those for a PZT transducer. If such short-pulse properties are used in an medical ultrasonic image diagnosis apparatus, the resolution of the apparatus will be improved. When the insertion loss was calculated theoretically to the PVDF ultrasonic transducer, the frequency characteristics of its showed wideband frequency.

I. 서 론

초음파 변환기는 전기신호를 초음파 신호로 초음파 신호를 전기신호를 변환하는 센서로서 매질에 대한 물성연구^{1,2)}, 비파괴 재료검사^{3,4)}, 그리고 인체 내부의 영상을 얻는 초음파 의료용 진단장치 등에⁵⁻⁷⁾ 많이 응용되고 있다. 그중 초음파 영상 진단장치는 X선, γ 선, MRI 등을 이용한 영상장치에 비하여 인체에 무해하며 실시간 영상이 가능하고 가격이 저렴하다는 장점이 있다. 일반적으로 초음파 진단기기는 초음파 신호를 송수신하는 초음파 변환기와 송, 수신된 신호를 처리하는 부분과 인체로부터 얻은 신호를 모니터링하는 부분으로 나눌 수 있다. 이러한 영상장치의 성능을 결정하는 가장 중요한 요소는 해상도이며, 이 해상도는 주로 초음파 변환기에 의해 그 성능이 결정된다. 일반적으로 변환기의 감도와 해상도는 압전소자의 전기적, 기계적 특성과 밀접한 관계가 있다.

현재 사용되고 있는 초음파 변환기의 압전소자는 전기-기계 결합계수가 큰 PZT 계열의 압전 세라믹이다. 그러나 압전 세라믹은 인체조직에 비해 음향 임피던스가 매우 커서 임피던스 매칭에 어려움을 지니며, 공진주파수 대역만을 사용하므로 광대역 압전소자로서의 사용이 어렵다는 점과 임펄스를 인가할 경우 짧은 펄스가 발생될 수 없어 초음파 영상의 분해능이 떨어지며, 재료의 유연성이 없어 다양한 형태의 진동자를 제작하기 어렵다는 단점

들이 지적되고 있다^{8,9)}. 그러나 고분자 압전소자인 PVDF [poly(vinylidene fluoride)]는 전기-기계결합계수는 압전 세라믹스에 비하여 적어 송신 감도는 좋지 않으나, 종기와 같이 매우 얇아서 탄성적인 유연성을 지니고 있어 다양한 크기와 모양으로 제작이 가능하며, 음향 임피던스가 $4.02 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{sec}$ 으로 인체의 음향 임피던스와 비슷하여 임피던스 매칭이 좋아 의료용 진단장치의 센서로서 사용할 경우 장점이 있다^{10,11)}. 이와 같이 PVDF 압전소자가 의료용 초음파 진단장치의 변환기로 사용되면 좋은 이점이 있음에도 불구하고 널리 이용되지 못하고 있는 것은 초음파 변환기로서의 제작이 어려웠던 점이다.

따라서 본 연구에서는 초음파 변환기로서의 그 제작이 어려운 PVDF 압전소자를 이용하여 초음파 변환기로 제작하고, 제작된 초음파 변환기의 기본적인 특성을 조사하기 위하여 Mason 등가회로를 이용한 초음파 변환기의 임펄스 응답특성과 변환기의 삽입손실을 측정하여 AC 펄스에 대한 주파수 특성 등을 조사하여 보았다.

II. 이 론

1. 초음파 변환기의 impulse 응답특성

압전체의 기본식은 전기장 E , 전기변위 D 와 기계적인

변형 S , 응력 T 사이에 독립변수의 상호관계를 가지며, 4개의 일반적인 구성관계식을 가진다. 여기서 응력 T 와 전기변위 D 와의 상호관계만을 생각하면 다음의 관계로 표시할 수 있다.

$$\begin{aligned} T &= T(S, E) \\ D &= D(S, E) \dots\dots\dots (1) \end{aligned}$$

위의 관계식으로 부터 테일러 전개를 사용하면

$$\begin{aligned} T &= \left(\frac{\partial T}{\partial S}\right)_E S + \left(\frac{\partial T}{\partial E}\right)_S E \\ D &= \left(\frac{\partial D}{\partial S}\right)_E S + \left(\frac{\partial D}{\partial E}\right)_S E \dots\dots\dots (2) \end{aligned}$$

이 구해진다¹²⁾. 이 식은 magnetic과 thermal 성분을 무시하였으며, 또한 비선형 항을 무시한 식이다. 여기서 전기장이 일정할 때 실험적으로 결정되는 양으로서

$$C^E = \left(\frac{\partial T}{\partial S}\right)_E, \quad e^E = \left(\frac{\partial D}{\partial S}\right)_E$$

이 있으며 C^E 는 탄성율이라 하며, e^E 는 역 압전상수라 한다. 또한 변형이 일정할 때 결정되는 양으로서

$$e^S = \left(\frac{\partial T}{\partial E}\right)_S, \quad \epsilon^S = \left(\frac{\partial D}{\partial E}\right)_S$$

이 있으며, e^S 는 압전상수이며, ϵ^S 는 유전상수 이다. 열역학적인 고려로부터 압전상수는 $-e^S = e^E = e$ 이며 (2) 식을 다시 쓰면

$$\begin{aligned} T &= C^E S - eE \\ D &= eS + \epsilon^S E \dots\dots\dots (3) \end{aligned}$$

여기서 e 는 압전응력 정수이며, 압전체의 상관관계를 다룰 수 있는 기본적인 압전 관계식이다.

또한 (3)식과 전기-기계 결합계수, 탄성상수 $K^E = \frac{e^2}{C^D \epsilon^S}$, $C^D = \frac{C^E}{1-K^E}$ 으로부터 전기-기계변환에 관한 기본식을 유도하면

$$\begin{aligned} T &= C^D S - hD \\ E &= -hS + \beta^S D \dots\dots\dots (4) \end{aligned}$$

여기서 h 는 압전상수, β^S 는 일정한 변위에서의 역유전율이다.

압전 진동자의 등가 회로는 2개의 기계적인 부분과 1개의 전기적 부분으로 이루어져 있으며 film의 양면에 작용하

는 acoustic force를 F_1, F_2 , 변위 속도를 v_1, v_2 전위차 V , 변환기를 통하는 전류를 i 라고 할 때, (4)식을 이용하여 압전변환기에 대한 전기-기계 변환식을 구하면

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ V \end{bmatrix} &= \\ -j \begin{bmatrix} Z_0 \cot(\omega t/v) & -Z_0 \operatorname{cosec}(\omega t/v) & h/\omega \\ Z_0 \operatorname{cosec}(\omega t/v) & -Z_0 \cot(\omega t/v) & h/\omega \\ h/\omega & -h/\omega & 1/(\omega C_0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ i \end{bmatrix} \end{aligned} \dots\dots\dots (5)$$

여기서 Z_0 는 압전변환기에 대한 음향 임피던스이며, v 는 음속, C_0 는 변환기의 전기용량이다.

변환기에 impulse를 가할 경우 변환기의 응답 특성 $f(t)$ 는 역 푸리에 변환에 의해 전압 변환함수 $H(\omega)$ 로부터 계산되어지며, 다음과 같은 식이 성립된다.

$$\begin{aligned} f(t) &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} H(\omega) A(\omega, D) e^{j\omega t} d\omega \dots\dots\dots (6) \\ A(\omega, D) &= 22.68 \cdot D \cdot 10^{-17} \text{neper}(20^\circ\text{C} \text{의 물에 대해}) \end{aligned}$$

여기서 $A(\omega, D)$ 는 감쇠항이며, D 는 target과 변환기 사이의 거리의 두 배이며, 전압 변환함수($H(\omega) = F_2/V$)는 (5)식으로부터 얻어진다.

(6)식을 이용하여 PVDF 초음파 변환기에 대한 impulse 응답특성을 이론적으로 simulation 하였다.

2. 초음파 변환기의 삽입손실

일반적으로 초음파 변환기의 손실은 전기적 신호를 기계적 신호로 변환시 발생하는 변환손실과 기계적으로 변환된 신호가 변환기에서 매질로 전파시 두 매질의 경계면에서 일어나는 매칭손실이 있으며, 이들 손실을 합하여 삽입손실이라 하며, 초음파 변환기의 성능을 정량적으로 평가하기 위하여 삽입손실이 필요하다. 다층 초음파 변환기의 삽입손실 I.L.은 V 와 F_2 를 이용하여 구할 수 있다.

$$I.L. = 2 \cdot 20 \log\left(-\frac{V}{F_2}\right) \dots\dots\dots (7)$$

또한 압전체의 전기 임피던스는 전극간의 전압과 전류의 비로부터 계산된다.

III. 실험방법

PVDF 압전소자는 일반적으로 두께가 수십에서 수백 μm 정도이므로 인하여 전기적 신호를 인가할 수 있는 전

극제작의 어려움을 가진다. 따라서 여러 가지 장점을 가짐에도 불구하고 PVDF를 초음파 변환기의 압전소자로 사용하는데는 어려움을 가졌다. 본 연구에서는 Fig. 1과 같이 PVDF 고분자 압전 필름을 이용하여 초음파 변환기를 제작하였다. 먼저 길이가 70 mm이며 내경이 16 mm, 외경이 19 mm인 원통형 알루미늄 파이프에 절연을 유지하기 위하여 원형 백크라이트를 삽입하고, 그 위에 동을 이용하여 지름 10 mm, 길이 45 mm인 바늘형태의 backing 물질을 삽입하였다. 이때 backing 물질로 동을 이용한 것은 먼저 가공이 쉬우며, 음향 임피던스가 PVDF와 비슷하여 임피던스 매칭에 좋은 장점을 가진다. 또한 바늘형태로 제작한 이유는 반사되어 돌아오는 음파와 상호간섭에 의한 공진현상의 교란을 없애기 위함이다. 그 위에 지름 10 mm, 두께가 55 μm 인 PVDF(KYNAR) 압전소자를 backing 물질과 접촉시킨다. 사용한 접착제는 에폭시이며, Ciba-Geigy사 제품의 에폭시 수지와 경화제를 1 : 2의 비율로 혼합하여 사용하였다. 경화가 완전히 이루어진후 backing 물질과 BNC connector를 리드선으로 연결하여 전기적인 신호를 인가할 수 있도록 하였다. 이때 신호원과 주변의 측정장치들은 일반적으로 고주파피프로 공기 중에 의한 소음신호를 차단하기 위하여 가능한 리드선을 짧게 하였다. 마지막으로 PVDF 압전소자의 외부전극을 전도성 접착제를 이용하여 바깥쪽 알루미늄 파이프에 연결하였으며, PVDF 필름의 두께가 얇음으로 물에 의한

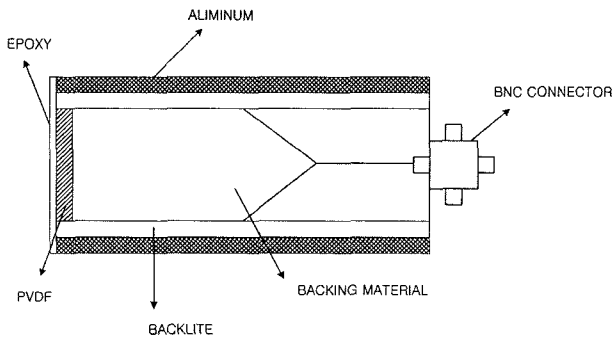


Fig. 1. Schematic construction of PVDF ultrasonic transducer.

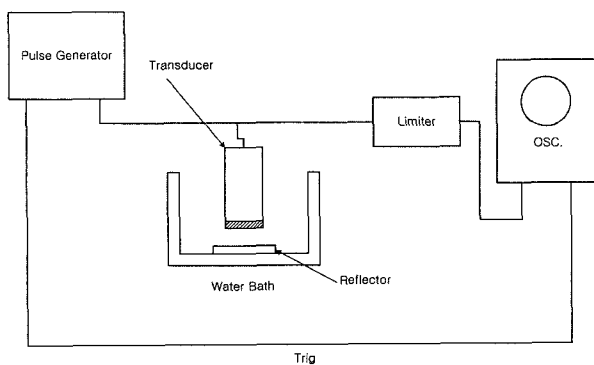


Fig. 2. Apparatus for measurement of impulse response.

두 전극 사이의 쇼트를 막기 위하여 변환기 앞단 가장자리에 다시 에폭시 수지 접착제를 둘러 접착하여 초음파 변환기를 제작하였다.

Fig. 2는 PVDF 초음파 변환기에 대한 impulse 응답특성을 조사한 실험장치이다. 펄스 제네레이터(Metrotek P105A)에서 발생된 impulse를 PVDF 초음파 변환기로 보내면 초음파가 발생하고 이 초음파 신호는 반사판에서 반사되어 다시 PVDF 초음파 변환기에 수신되어지고 limiter를 통하여 오실로스코프(Textronix 468)에서 impulse 응답 특성으로 관측된다. 여기서 water bath 속의 반사판은 지름 70 mm, 높이 40 mm인 원형 stainless steel이고, 반사판과 PVDF 초음파 변환기 사이의 거리는 20 mm이며, 변환기는 송수신 겸용으로 사용하였다. 펄스 제네레이터에서 발생된 impulse 신호의 전압은 약 150~200V 정도이며, 이 신호의 rising time은 10 ns이다.

IV. 결과 및 고찰

압전체에 impulse를 가하면 압전막은 물리적 응력이 발생하며, 그 응력에 의해 다시 변형이 발생하는 역압전 효과가 나타나며, 이 변형은 정압전효과에 의해 전압으로 검출되어 압전박막의 진동형태가 나타난다. 이와 같은 impulse 응답특성은 초음파 변환기의 성능평가의 해석에 중요한 한 방법이다. PVDF 초음파 변환기의 impulse 응답은 backing 물질의 음향 임피던스(Z_B)에 따라 그 응답특성이 Mason 등가회로에 의한 (6)식에 의해 다름을 알 수 있다. 본 연구에서 사용한 PVDF 고분자 압전소자의 음향 임피던스는 $4.02 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{sec}$ 이며, 매질로 사용된 물의 음향 임피던스는 $1.48 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{sec}$ (20°C)이다.

Fig. 3은 PVDF 초음파 변환기에 대해 copper($Z_B = 41.8 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{sec}$)를 backing 물질로 사용되었을 때 impulse 응답특성에 대한 이론적 결과를 보여 주고 있다. 1~2주기의 매우 짧은 impulse 응답 특성을 보였다. 이러한 이론적 그래프의 진폭축의 최대치는 1로 규격화하였으며, 시간축은

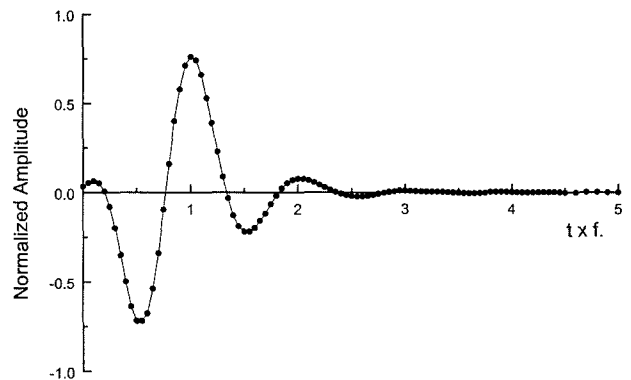


Fig. 3. Theoretical impulse response of PVDF film with copper backing.

($Z_B = 39 \times 10^6 \text{ Kg/m}^2 \text{ sec}$)

기본적인 두께 모드의 공명 주파수에 대하여 일반화 시켰다. Fig. 4는 PVDF 필름의 두께가 $52\mu\text{m}$ 이며, copper backing인 변환기의 응답 특성을 나타내었다. 1~2주기의 매우 짧은 impulse 응답 특성을 보임을 알 수 있으며, Fig. 3의 이론적 응답특성과도 잘 일치함을 알 수 있다. Fig. 5는 공진 주파수가 3.5 MHz 인 세라믹 변환기에 대한 pulse 응답 특성을 나타내었다. 세라믹 압전 변환기의 경우 고분자 압전재료인 PVDF 변환기에 비하여 ringing이 상당히 길게 나타남을 알 수 있다. 이와 같은 이유는 PVDF의 역학 손실 및 유전 손실이 세라믹 재료에 비하여 크기 때문이라 생각된다. 또한 세라믹 변환기의 응답 특성에서 끝단의 파형에 왜곡이 생긴 이유는 신호원과 변환기 사이의 임피던스 매칭이 이루어지지 않았기 때문이라 생각되며, 변환기에 병렬로 인덕터를 삽입하여 임피던스 매칭을 개선하면 왜곡이 사라지리라 예상된다. 또한 같은 크기의 impulse 에 대하여 PZT 변환기의 응답특성의 진폭이 PVDF 변환기의 응답특성에 비하여 매우 크게 나타났다. 이것은 PVDF 초음파 변환기가 PZT 초음파

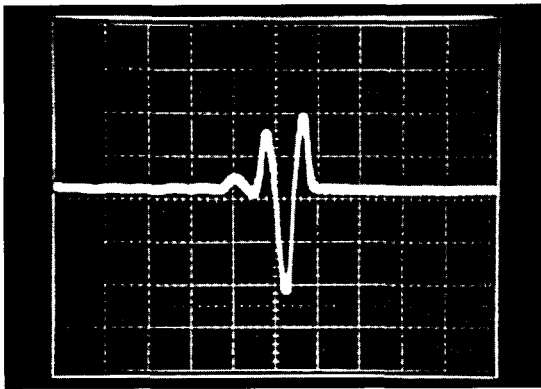


Fig. 4. Echo waveform of PVDF ultrasonic transducer ($52\mu\text{m}$ in thickness, $10\text{mm}\phi$) with copper backing (10mV/div , $0.1\mu\text{sec/div}$)

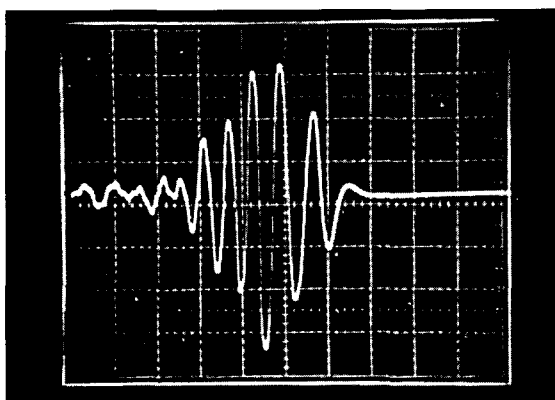


Fig. 5. Echo waveform of the PZT transducer(50mV/div , $0.5\mu\text{sec/div}$).

변환기에 비하여 송신감도는 좋지 못하다는 단점을 의미한다.

일반적으로 의료용 초음파 영상장치에서 해상도를 높이기 위하여 높은 주파수의 펄스를 신호원으로 사용할 경우 각 펄스에 의한 응답과의 중복이 발생하게 되어 수 MHz 이상의 높은 주파수대에서 초음파 변환기를 사용할 경우 영상장치의 해상도에 문제가 발생함을 예상할 수 있다. 따라서 이와 같은 해상도의 측면에서 볼 때 PVDF 초음파 변환기가 PZT 초음파 변환기에 비하여 유리한 측면이 있으므로 초음파 영상장치의 해상도 문제를 개선할 수 있으므로 이러한 PVDF 초음파 변환기를 의료용 초음파 진단장치의 센서로서 이용할 경우 해상도의 증진에 크게 기여할 것이라 생각된다.

Fig. 6은 매질이 물인 경우 copper backing이며, 두께가 $55\mu\text{m}$ 인 PVDF 초음파 변환기의 삽입손실을 시뮬레이션한 결과이다. 삽입손실이 최소인 주파수는 20 MHz이며, 이때의 최대감도는 17.8 dB이다. 여기서 삽입손실이 최소인 곳에서 10 dB 이내에 있는 주파수는 14 MHz에서 25 MHz 영역이며, 이것은 공진 주파수 대역만을 사용하는 세라믹 초음파 변환기에 비하여 광대역의 특성이 있음을 알 수 있다. 이러한 특성을 의료용 초음파 변환기로 사용할 경우 기존의 초음파 변환기들을 사용 목적에 따라 초음파 변환기를 교체하여야 하는 번거로움을 해소할 수 있으리라 기대된다.

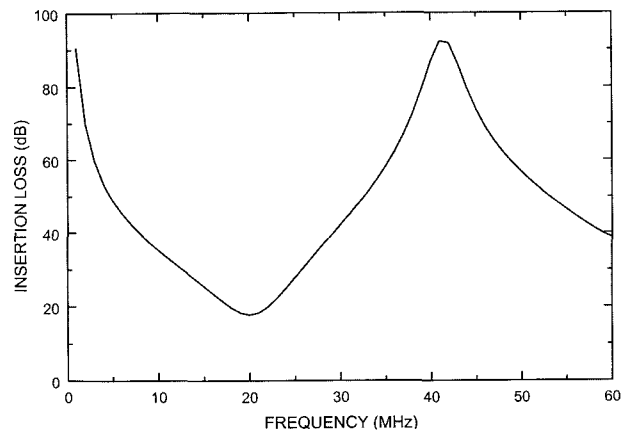


Fig. 6. Calculated curves of insertion loss for PVDF ultrasonic transducer.

V. 결 론

PVDF 압전소자는 압전상수 g 값이 매우 커 초음파 변환기의 소자로의 응용이 많이 기대되고 있지만 초음파 변환기로서의 제작이 어려워 거의 이용이 되지 못하였다. 본 연구에서는 초음파 변환기로 제작이 어려운 PVDF 초음파 변환기를 제작하여 impulse 응답 특성을 조사한 결과, 세라믹 진동자의 응답 특성에 비하여 ringing이 짧게 일어났으며, 전기적 임피던스 매칭 없이도 깨끗한 파형을

얻을 수 있었으며, simulation에 의한 결과와 잘 일치함을 확인하였다. 이와 같은 PVDF 초음파 변환기를 의료용 초음파 진단 장치에 이용할 경우 해상도 증진에 크게 기여함을 알 수 있다. 또한 제작된 초음파 변환기의 삽입손실을 계산한 결과 광대역의 특성이 있음을 확인하였으며, 이러한 주파수 변화에 따른 광대역 변환기의 특성을 이용하면 의료용 초음파 변환기로 사용할 경우 기존의 초음파 변환기들을 사용 목적에 따라 초음파 변환기를 교체하여야 하는 번거러움을 해소할 수 있으리라 기대된다.

참 고 문 헌

1. Abdullah Atalar, An angular-spectrum approach to contrast in reflection acoustic microscopy, J. Appl. Phys., 49, pp. 5130-5139., 1978.
2. W. Junru, and Z. Zhemin, Measurements of the Effective Nonlinearity Parameter B/A of Water Containing Trapped Cylindrical Bubbles, J. Acoust. Soc. Am., 89, pp. 2634-2639., 1991.
3. J. Krautkramer, and H. Krautkramer, Ultrasonic Testing of Materials, Berlin, Springer Verlag, p. 151, 1977.
4. K. Shiloh, L. J. Bond and A. K. Som, Detection limits for single small flaws and groups of flaws when using focused ultrasonic transducer, Ultrasonics, 31, pp. 395-404., 1993.
5. J. Hunt, M. Arditi and F. Foster, Ultrasound Transducer for Pulse-Echo Medical Imaging, IEEE Trans. Biomed. Eng., 30, pp. 453-481., 1983.
6. 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., 32, pp. 499-513., 1985.
7. C. F. Schueler, Hua Lee, and G. Wade, Fundamentals of Digital Ultrasonic Imaging, IEEE Trans. Son. Ultrason., 31, pp. 195-217., 1984.
8. J. I. Scheinbeim, Piezoelectricity in - form Nylon 11, J. Appl. Phys. 52, pp. 5939-5942., 1981.
9. T. T. Wang, J. M. Herbert, and A. M. Glass, The Application of Ferroelectric Polymers, Blackie & Son, London, p. 255, 1988.
10. K. Kobayashi and T. Yasuda, An Application of PVDF - Film to medical Transducer, Ferroelectrics, 32, pp. 181-184., 1981.
11. 官田清藏, 古川猛夫, 1989, 强誘電 ポリマー, 共立出版, 東京, 1989.
12. Velimir M. Ristic, Principles of acoustic devices, John Wiley & sons, New York, 1983.