PVDF 압전막을 이용한 초고주파 집속 초음파 트랜스듀서의 제작 및 특성 평가

Fabrication and Evaluation of a VHF Focusing Ultrasonic Transducer Made of PVDF Piezoelectric Film

윤 주 호*, 오 정 환**, 김 정 순***, 김 무 준****, 하 강 렬****

(Juho Yoon*, Junghwan Oh**, Jungsoon Kim***, Moojoon Kim****, Kanglyeol Ha****)

*부경대학교 기계공학과, **부경대학교 의공학과, ***동명대학교 멀티미디어공학과, ****부경대학교 물리학과
(접수일자: 2011년 3월 5일; 수정일자: 2011년 4월 29일; 채택일자: 2011년 5월 6일)

높은 분해능의 영상을 얻는데 사용하기 위하여 초고주파 대역에서 동작하는 집속 초음파 트랜스듀서를 제작하고 그 특성을 평가하였다. 그 트랜스듀서는 한쪽 면에만 접지용 전극이 있는 두께 $9\ \mu\text{m}$ 의 PVDF 압전막의 다른 쪽 면에 CCP (Copper Clad Polyimide)막을 에폭시로 접착한 후, 금속구로 압착함에 의해 구각형을 형성시키고, 그 뒷면에 에폭시를 채워 몰딩시키는 방법에 의해 만들어졌다. 제작된 곡률반경 $7.5\ \text{mm}$, f -number 1.7의 트랜스듀서는 초점에 있는 표적에 대한 펄스에 코 측정결과 $35.0\ \text{MHz}$ 의 대역폭을 가지며, 약 $40\ \text{MHz}$ 인 피크주파수 부근에서의 삽입손실은 약 $60\ \text{dB}$ 을 나타내었는데, 그 측정결과는 에폭시 접착층의 두께를 고려한 KLM 등가회로 해석에 의한 시뮬레이션 결과와 유사한 것이었다. 나아가, 그 트랜스듀서에 의해 얻어진 가는 구리선 표적에 대한 영상을 $35\ \text{MHz}$ 트랜스듀서를 장착한 UBM (Ultrasonic Backscattering Microscope) 장치에 의한 영상과 비교한 결과, 측방향 분해능은 떨어지나 축방향 분해능은 다소 향상됨을 알 수 있었다.

핵심용어: 초고주파, 초음파 트랜스듀서, PVDF 압전막, 삽입손실, 공간분해능

투고분야: 초음파 및 탄성과 분야 (4.1), (4.7)

In order to obtain high resolution images, a focusing ultrasonic transducer operated in very high frequency (VHF) range was fabricated and its characteristics were evaluated. A $9\text{-}\mu\text{m}$ thick PVDF film with only one metalized surface for electric ground was adhered to a CCP (Copper-clad polyimide) film by using epoxy. It was pressed by a metal ball to form a concave surface and its rear side was filled with the epoxy. The radius of curvature and the f -number of the fabricated transducer are $7.5\ \text{mm}$ and 1.7, respectively. The pulse-echo measurement results from a target located at the focal point showed that the frequency bandwidth was $35.0\ \text{MHz}$ and the insertion loss near the peak frequency of approximately $40\ \text{MHz}$ was about $60\ \text{dB}$. Those values agreed well with the simulation results by the KLM equivalent circuit analysis including the effect of the epoxy bonding layer. When the image of thin copper lines by the $35\ \text{MHz}$ transducer of the UBM (Ultrasonic Backscattering Microscope) system was compared with the image by the transducer fabricated in this study, the fabricated transducer was observed that the axial resolution was improved although the lateral resolution was degraded.

Keywords: Very high frequency (VHF), Ultrasonic transducer, PVDF piezoelectric film, Insertion loss, Spatial resolution

ASK subject classification: Ultrasonic and Elastic Waves (4.1), (4.7)

I. 서론

현재까지 병원에서 일반적으로 사용되는 의료 진단용 초음파 영상장치는 주로 고주파 (HF: High Frequency) 대역에 속하는 수 MHz 의 초음파를 이용하며, 복부나 심장 등을 진단하는데 널리 이용되고 있다. 그러한 HF 대역의 초음파 장치는 비교적 낮은 분해능으로 인해 미세한 영역에 대한 정밀한 판독이 어려워 고해상도를 요구하는 안과 및 피부과, 심혈관계통의 영역에서는 보다 높은 분해능을 가진 초음파장치의 개발이 요구되고 있다.

단일 소자 프로브를 사용한 초음파영상에 있어서 측방향 분해능 δ_{lat} 과 축방향 분해능 δ_{ax} 는 트랜스듀서 자체의 곡률 또는 그 전면에 부착된 음향렌즈의 곡률 R 과 개구폭 (aperture) D 에 의해 정해지는 f -number ($f_{\#} = R/D$)와 파장 λ , 매질의 음속 v 및 트랜스듀서의 주파수대역폭 Δf 에 의해 대략적으로 다음과 같이 구해진다 [1-2].

$$\delta_{lat} = 1.02 \frac{\lambda R}{D} \simeq \lambda f_{\#} \quad (1)$$

$$\delta_{ax} = 2 \ln 2 \times \frac{v}{\pi \Delta f} \simeq \frac{1}{2} \frac{v}{\Delta f} \quad (2)$$

따라서 높은 분해능을 얻기 위해서는 파장이 짧은 고주파의 광대역 트랜스듀서가 필요한바, 최근 30 MHz 이상인 초고주파 (VHF: Very High Frequency) 대역에서 동작하는 초음파 트랜스듀서에 대한 연구와 그것을 이용한 의료용 영상장치의 개발이 활발히 이루어지고 있다 [3-6]. 그러한 트랜스듀서의 재료로서는 압전 세라믹이나 압전 단결정에 비해 얇게 제작하기 쉬운 PVDF 또는 P (VDF-TrFE) 등의 고분자 압전물질이 주로 이용된다.

종래 고분자 초음파 트랜스듀서는 압전용액을 배면체에 직접 스핀코팅하여 압전막을 형성하거나, 필름으로 제작된 압전막을 접착제를 사용하여 배면체에 부착시키는 방법에 의해 제작되어져 왔는데, 최근, 일단 CCP (Copper Clad Polyimide)에 접착시킨 후 배면체에 부착시키는 방법이 제안되고 있다 [5]. CCP는 잘 파열되지 않으므로 얇은 고분자 압전막을 이에 접착시켜 사용할 경우 쉽게 초고주파 초음파 트랜스듀서를 제작할 수 있는 장점이 있으나, 트랜스듀서의 두 전극 사이에 압전체 이외에 유전체에 해당하는 접착층이 존재하게 되는데, 그러한 구조에 대한 트랜스듀서의 특성해석 방법은 아직 구체적으로 보고되지 않고 있다.

본 연구에서는 의료분야에서 사용가능한 고해상도의 초음파 트랜스듀서의 개발을 목적으로 한쪽 면에 전극이 형성되어 있는 두께 9 μm 의 PVDF 고분자 압전막의 다른 쪽 면에 CCP를 에폭시로 부착한 후, 금속구로 압착함으로써 VHF 대역에서 동작하는 집속형 초음파 트랜스듀서를 제작하고, 그 펄스에코 응답특성을 측정하였다. 그리고 그 결과를 에폭시 접착층의 영향을 고려한 KLM 등가회로 해석 시뮬레이션 결과와 비교 분석하였다. KLM 등가회로 해석에 있어서는 전기단의 제동 커패시턴스 (clamped capacitance)를 계산하는 방법을 새롭게 제안하고, 그 방법에 의해 구해진 커패시턴스를 사용하였다. 나아가, 두께 60 μm 의 구리선 표적에 대한 초음파영상을 획득하여 공칭주파수 35 MHz 의 트랜스듀서를 장착한 UBM [7-9]에 의한 영상과 비교하였다.

II. 설계 및 제작

본 연구에서 제작하고자하는 트랜스듀서는 중심주파수가 30 MHz 이상이고, 식 (1)과 (2)에 따른 공간분해능이 측방향 $\delta_{lat} \leq 70 \mu m$, 축방향 $\delta_{ax} \leq 20 \mu m$ 인 구각형 트랜스듀서이다. 그에 따라, 중심주파수를 40 MHz 로 설정하고, 생체의 음속 1540 m/s 를 고려하여 곡률반경 $R = 7.5 \text{ mm}$, $D = 4.5 \text{ mm}$ 인 $f_{\#} = 1.7$ 의 집속 트랜스듀서를 제작하고자 하였다. 식 (2)에 따른 주파수대역폭은 $\Delta f \geq 38.5 \text{ MHz}$ 이므로 중심주파수에 대한 비대역이 96 % 이상 되어야 한다. 따라서 본 연구에서는 가능한 주파수대역폭을 넓히기 위하여 PVDF 고분자 압전막을 사용하고, 배면층을 음향임피던스가 PVDF와 유사한 에폭시로 채우기로 하였다. PVDF는 음속이 약 2200 m/s 이며 음향임피던스가 약 4 $Mrayl$ 로서 작으므로, 음향임피던스가 대단히 큰 고체 배면체에 부착하여 무부하의 상태에서 구동시키는 $d = \lambda/4$ 모드 (단, d 는 압전체 두께)이 동작을 가정하면 40 MHz 이상의 음파를 발생시키기 위해서는 $d \leq 13.75 \mu m$ 이어야 한다. 따라서 본 연구에서는 현재 시판되는 PVDF 압전막 중에서 이에 가장 근접한 두께인 9 μm 을 선택하였다. 그러나, 9 μm 은 너무 얇아 그 자체로 사용할 경우 파열되기 쉽고 깨끗한 곡면 형성이 곤란하다. 따라서, Ketterling 등 [5]의 방법에 따라 한쪽 면에만 전극이 형성된 PVDF 압전막의 다른 쪽 면을 연성회로 제작에 주로 사용되는 구리막 두께 18 μm , polyimide 두께 25 μm 인 CCP (Copper Clad Polyimide; SDFlex, AC 182500ED)에 부착시켜 사용하였

그림 1. 설계된 트랜스듀서의 구조
Fig. 1. Structure of the designed transducer.

그림 2. 설계 제작된 Jig press 사진 (a)과 그 구조도 (b)
Fig. 2. Photograph (a) and schematic structure (b) of the designed jig press.

다. 이에 따라 설계된 트랜스듀서의 구조는 그림 1과 같다. 그림 1에서 접착층인 에폭시의 두께는 정확히 알 수가 없으므로, 펄스에코 특성의 측정값과 그 두께를 변화시켜가면서 KLM 등가회로를 사용하여 시뮬레이션한 값과의 비교로부터 추정한다.

트랜스듀서의 제작에 있어서는 먼저 그림 2에 나타난 치구를 만들었다. 이 치구는 CCP에 부착된 PVDF를 압착하여 구각형으로 만들기 위한 Jig Press인데, 중앙에 구멍이 뚫린 아랫판, 윗판, 압착판과 금속구로 구성되며, 아랫판은 고정되어 있고, 윗판과 압착판은 가이드 봉에 의해 상하로 평행하게 움직이게 되어있다. 아랫판 구멍에는 내경이 트랜스듀서의 개구폭 D 에 해당하는 실리콘 튜브가 삽입되어지며, 그 튜브를 통하여 에폭시가 투입된다.

제작 절차로서는, 먼저 PVDF/CCP 막이 실리콘 튜브위에 오도록 위치를 조정한 다음, 금속구가 접촉하는 PVDF의 면을 보호하기 위한 얇은 테프론 필름을 얹고, 양쪽의 가이드 봉에 있는 볼트로 아랫판과 압착판을 체결한다.

그림 3. 제작된 트랜스듀서의 사진 (a)과 개구부 모습 (b)
Fig. 3. Photograph of the transducer (a) and its aperture (b).

다음으로 반경이 7.5 mm인 금속구를 압착판의 구멍 위치에 놓고, 윗판을 수평인 상태로 유지한 채 다른 두 개의 볼트로 가압하여 체결한다. 이렇게 결합된 치구를 뒤집어 실리콘 튜브에 에폭시 (resin: D230, hardner: Jeffamine, Kukdo)를 채운 후 80 °C에서 4시간 동안 경화시킨다. 경화된 프로브를 실리콘 튜브에서 꺼내어 적절한 길이로 자른 뒤, PVDF의 전극이 접지가 되도록 리드선과 커넥터를 연결한다. 최종적으로, 전기적 절연 및 보호를 위한 금속 케이스 속에 넣은 뒤 남은 공간에 재차 에폭시를 채워 경화시킴으로써 제작을 완료한다. 이 절차에 따라 제작된 트랜스듀서의 사진을 그림 3에 제시하였다.

III. 전기음향특성 측정 및 평가

3.1. 펄스에코 응답

제작된 트랜스듀서의 전기음향적 특성을 평가하기 위하여 물이 담긴 수조에서 트랜스듀서의 초점에 충분히 두꺼운 용융석영 반사판을 놓고 펄스에코 응답을 측정하였다. 초음파의 송수신에는 Pulser/Receiver (PR5900, PANAMETRICS)를 사용하였으며, 디지털 오실로스코프 (LT322, LeCroy)를 이용하여 반사파를 취득한 후 그 데이터를 PC에 저장, FFT 분석하였다.

그림 4 (a)는 측정된 반사파의 파형을 나타내며, 그림 4 (b)는 그 파워스펙트럼이다. 이 결과로부터 -6 dB 지속 시간은 0.03 μ s 이하이며, 피크주파수는 약 40.0 MHz이고, -3 dB 대역폭은 $\Delta f = 35.0$ MHz이며, 그 대역폭에 대한 중심주파수는 35.5 MHz이다. 따라서 피크주파수에 대해서는 87.5 %, -3 dB 대역폭의 중심주파수에 대해서 98.6 %의 비대역 특성을 나타낸다. 또한 반사파의 진폭이 2.5 V일 때 약 2.5 mV의 노이즈가 나타나 측정

그림 4. 측정된 파형 (a), 파워스펙트럼 (b) 및 왕복삽입손실 (c)
Fig. 4. Measured waveform (a), power spectrum (b) and round-trip insertion loss (c).

계의 DR (Dynamic Range)는 60 dB인 것으로 파악되었다. 그림 4 (c)는 송수신에 따른 왕복삽입손실 (RTIL: Round Trip Insertion Loss)를 나타내는 것으로서, 인가한 전기 펄스의 파워스펙트럼에서 반사파의 파워스펙트럼을 뺀 후, 수중에서의 감쇄 및 표적에서의 반사손실을 보상하여 구한 것이다. 그림 4 (c)로부터 중심주파수 부근에서 약 60 dB의 삽입손실이 나타나는 것을 볼 수 있다.

상기한 측정결과와 비교 분석함으로써 트랜스듀서의 특성을 보다 정확히 파악하고, 에폭시 접착층의 두께를 추정하기 위하여 그림 1의 층상구조에 대한 트랜스듀서의 펄스에코응답을 KLM 등가회로 [10-11]에 의하여 시뮬레이션 하였는데, 그 등가회로 모델은 그림 5와 같고, 사용한 물질의 음향정수는 표 1과 같다. 그림 5에서 제동 커패시턴스 C_0 , 리액턴스 X_1 및 역계수 Φ 는 유전체가

그림 5. 제작된 트랜스듀서의 KLM 등가회로 모델
Fig. 5. KLM equivalent circuit model for the fabricated transducer.

표 1. 트랜스듀서 구성 재료의 음향정수

Table 1. Acoustical properties of the materials consist of the transducer.

	PVDF	polyimide	Cu	Au	epoxy
v_l [m/s]	2200	2350	4660	3240	2450
ρ [kg/m ³]	1800	1050	8930	19320	1100
k_t	0.2	-	-	-	-
ϵ^S/ϵ_0	11.0	3.5	-	-	4.5
α [dB/mm/MHz]	0.5	0.7	0.0	0.0	0.5
z [Mrayl]	3.96	2.47	41.6	62.5	2.70
d [μm]	9.0	25.0	18.0	0.1	∞^*

*배면체의 두께를 말하며, 접착층은 시뮬레이션 결과 약 18 μm로 추정되었음.

없는 일반적인 트랜스듀서에서는,

$$C_0 = \frac{\epsilon_{33}^S A}{t} \quad (3)$$

$$X_1 = Z_0 M^2 \sin\left(\frac{t\omega}{v^D}\right) \quad (4)$$

$$\Phi = \frac{1}{2M} \operatorname{cosec}\left(\frac{t\omega}{2v^D}\right) \quad (5)$$

이다. 여기서 $M = h_{33}/\omega Z_0$ 이며, $Z_0 = \rho A v^D$: 음향임피던스, h_{33} : 압전정수, ϵ_{33}^S : 유전율, ρ : 밀도, A : 방사면적, t : 두께, v^D : 음속이다. 그리고 h_{33} 는 전기기계결합계수와 다음의 관계가 있다.

$$h_{33} = k_t v^D \sqrt{\frac{\rho}{\epsilon_{33}^S}} \quad (6)$$

KLM 모델에서 전기단의 각 소자 및 음향단의 각 층은 분포정수선로에 대한 종속 파라메터인 식 (7)로 주어진다.

$$\begin{bmatrix} A_i & B_i \\ C_i & D_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cosh \gamma_i t_i & Z_i \sinh \gamma_i t_i \\ \frac{1}{Z_i} \sinh \gamma_i t_i & \cosh \gamma_i t_i \end{bmatrix} \quad (7)$$

그림 6. 에폭시 접착층의 두께에 따른 파형변화
Fig. 6. Waveform variations with the thickness of epoxy bonding layer.

여기서, Z_i 는 각 층의 음향임피던스, γ_i 는 i 층의 전송 계수로서 $\gamma_i = \alpha_i + j\beta_i$ (α_i 는 감쇠계수, β_i 는 위상정수)이다. 따라서 각 층에서의 전파에 따른 흡수손실은 γ_i 에 의해 고려되어지는데, 압전체에서는 그 외에도 유전손실 ($\tan\delta_e$), 기계적 손실 ($\tan\delta_m$) 및 전기기계결합손실 ($\tan\delta_k$)이 관여하므로, 여기서는 PVDF에 대한 $\tan\delta_e = 0.04$ 와 $\tan\delta_m = 0.02$ 를 고려하고, $\tan\delta_k < 0.01$ 는 무시하였다. 또한 초고주파의 경우 수중에서의 전파 및 표적에서의 반사에 따른 감쇠와 위상변화가 펄스에 코 응답 파형변화에 크게 관여하므로, 수중 전파손실 $\alpha = 26.3 \times 10^{-17} f^2$ [$Np/cm \cdot s^2$]과 물/용융석영 경계

에서의 반사계수 $\Gamma = 0.975$ 를 시뮬레이션에 포함시켰다.

전기단의 두 전극 (동과 금) 사이에 존재하는 에폭시 접착층의 두께를 추정하기 위한 KLM 등가회로 시뮬레이션에 있어서는 그림 5에서의 전기단에 접속된 제동 커패시턴스 C_0 의 변화에 따른 펄스에코응답 파형변화를 관찰하는 것이 유효하였는바, 여기서는 PVDF 층의 커패시턴스 C_1 과 에폭시 층의 커패시턴스 C_2 가 직렬로 연결된 것으로 생각하여, $C_0 = C_1 C_2 / (C_1 + C_2)$ 에 의해 구한 값을 사용하는 것을 제안한다. 단, 커패시턴스 C_1 과 C_2 는 각각 $C_i = \epsilon_i^S A / d_i$, $C_i = \epsilon_i^S A / d_i$ ($i = 1, 2$)에 의해 구해지는 값이다.

그림 7. 에폭시 접착층의 두께에 따른 파워스펙트럼 변화
Fig. 7. Power spectrum variations with the thickness of epoxy bonding layer.

그림 8. 시뮬레이션 결과의 펄스에코응답 파형 (a), 파워스펙트럼 (b) 및 왕복삽입손실 (c)
Fig. 8. Simulated waveform (a), power spectrum (b) and round-trip insertion loss (c).

그림 6는 제안한 방법에 의해 구해진 제동 커패시턴스를 사용하였을 경우 에폭시 접착층의 두께에 따른 펄스에코 응답파형의 변화모습을 나타낸다. 그림 6에서 접착층이 없거나 얇은 경우에는 세 번째 피크가 두 번째 피크와 결합되어 구분되지 않으나, 접착층의 두께가 증가함에 따라 세 번째 피크가 분리되어 나타남을 알 수 있다. 그림 7은 그림 6의 각 파형에 대한 파워스펙트럼을 비교하여 나타낸 것이다. 접착층의 두께가 증가함에 따라 효율은 점차 감소하며 중심주파수가 점차 고주파 대역으로 이동하는 경향을 보인다. 이러한 중심주파수의 변화는 접착층의 두께 증가에 따라 압전체에서 배면 측을 보았을 때 음향임피던스가 감소하는데 따른 진동모드의 변화와 더불어, 제동 커패시턴스가 감소하고 감쇠가 증가하는데 기인하는 것으로 추정된다. 그림 4의 실험결과와 그림 6 및 그림 7의 시뮬레이션 결과를 비교하면 제작된 트랜스듀서에서의 에폭시 접착층의 두께는 $15\ \mu\text{m}$ 에 가까움을 알 수 있는데, $17\ \mu\text{m}$ 일 때 가장 잘 일치하는 것으로 나타났다. 그림 8 (a)는 에폭시 접착층의 두께가 $17\ \mu\text{m}$ 일 때의 시뮬레이션된 반사파의 파형을 그림 6보다 2배 증폭하여 나타낸 것이며, 그림 8 (b)는 그 파워스펙트럼이다. 그림 8 (a)의 파형을 측정치와 비교하면 진폭 및 세 번째 피크의 위치 등이 다소 불일치하나 전체적인 형태와 파워스펙트럼은 비교적 잘 일치함을 알 수 있다. 이 시뮬레이션 결과로부터 얻어지는 $-6\ \text{dB}$ 지속시간은 $0.025\ \mu\text{s}$ 이며, 피크주파수는 약 $40.8\ \text{MHz}$ 이다. 그 피크로부터의 $-3\ \text{dB}$ 대역폭은 $\Delta f = 32.3\ \text{MHz}$ 이며, 그 대역폭의 중심주파수는 $34.8\ \text{MHz}$ 이다. 따라서 피크주파수에 대해서는 79.2% , $-3\ \text{dB}$ 대역폭의 중심주파수에 대해서는 92.8% 의 비대역 특성이 얻어질 수 있음을 알 수 있다. 그림 8 (c)에 나타난 왕복삽입손실은 중심주파수 부근에서 최저 $56.4\ \text{dB}$ 로서 실험치와 약 $5\ \text{dB}$ 의 차이가 나며, 주파수가 높아질수록 그 차이가 증가하는데, 그 원인으로서는 접착층의 불완전함과 사용하는 케이블의 임피던스 부정합 등에 기인하는 것으로 추정된다.

3.2. 초음파 영상

제작한 트랜스듀서를 이용해 수중에서 음측 방향과 그에 수직한 측방향으로 각각 $1\ \text{mm}$ 간격이 되도록 설치한 직경 $60\ \mu\text{m}$ 의 가는 구리선 6개에 대한 초음파영상을 획득하였다. 영상획득에 있어서는 먼저 트랜스듀서를 Linear Motion Stage (T-LSR75B, Zaber)에 장착하여 $50\ \mu\text{m}/\text{step}$ 간격으로 표적인 구리선에 대해 수직방향으

그림 9. 6개 구리선에 대한 UBM (a)과 제작된 트랜스듀서 (b)에 의한 영상
Fig. 9. Images of six copper wires by UBM (a) and the fabricated transducer (b).

로 스캔하면서 수신한 반사파형을 200 MS/s 8비트 AD 변환기 (CS82G, GageBoard)을 이용하여 2진형 DATA로 변환한 후 PC에 저장하였다. 이때 Linear Motion Stage는 RS-232 케이블로 PC와 연결하여 LabView VI (Virtual Instrument)를 통해 제어하였으며, 전체 1 cm 영역에 대한 200개 라인의 A-모드 데이터를 획득하였다. 다음으로, 저장된 라인의 파형의 등고선을 얻기 위해 MATLAB을 이용하여 힐버트 변환한 후, 그 등고선의 진폭을 MATLAB에서 흑백으로 휘도 변환함으로써 영상으로 나타내었다. 또한, 얻어진 영상의 특성을 비교 평가하기 위해 동일한 표적에 대해 공칭주파수 35 MHz의 Imaging Probe (CLI 1500TI, CLI)를 장착한 상용의 UBM으로 영상을 얻었는데, UBM에서는 트랜스듀서가 소형모터에 의해 sector scan 된다 [9]. 그림 9 (a)와 (b)에 UBM에 의한 영상 및 본 연구에서 제작한 트랜스듀서에 의한 영상을 각각 나타낸다. 이들 영상의 획득 시에는 세 번째 깊이에는 표적에 초점을 맞추어 스캔하였다. 제작한 트랜스듀서 및 실험장치가 전자기 잡음을 완전히 차단하지 못해 화면 전체에 작은 반점이 생겨 있는 그림 9 (b)에 비해 그림 9 (a)의 UBM 영상이 깨끗함을 볼 수 있다. UBM 트랜스듀서의 주파수 및 크기가 본 연구에서 제작한 트랜스듀서와 완전히 일치하지 않으며, AD 변환 샘플링 간격 등 측정 장치의 구성도 달라 영상의 질에 대한 절대적인 비교평가는 곤란하다. 그러나 본 연구에서 제작한 트랜스듀서에 의해 얻어진 그림 9 (b)의 영상이 그림 9 (a)에 비해 축 방향으로서는 상당히 넓게 퍼져있어 분해능이 낮으나, 축 방향으로서는 보다 세밀한 영상이 나타나고 있어 그 분해능은 다소 높게 나타남을 육안으로도 알 수 있다. 공간분해능 R 을 정량적으로 구하는 방법으로써 점표

적에 대한 초음파 영상에서의 픽셀 프로파일 (pixel profile)이 정규 분포할 때 그 픽셀 값을 이용하는 식 (8)이 알려져 있다 [12-13].

$$R = \frac{FWHM}{\sqrt{\ln 2}} \sqrt{\ln \left(\frac{A}{A - JND} \right)} - D \quad (8)$$

여기서, A 는 픽셀 프로파일의 진폭이며, $FWHM$ (Full Width Half Maximum)는 픽셀 값이 A 의 1/2 이 되는 두 지점간의 거리이고, JND 는 Just Noticeable Difference, D 는 표적의 직경이다. 그림 9 (b)에 대한 픽셀 프로파일은 정규분포하지는 않으나, 제작한 트랜스듀서의 초점에 놓인 세 번째 표적에 대한 영상의 분해능을 식 (6)에 의해 대략적으로 추정하면 $\delta_{lat} \approx 63 \mu m$, $\delta_{ax} \approx 25 \mu m$ 으로서, 축 방향 분해능은 식 (1)에 의한 값의 범위 내에 속하나, 축 방향 분해능은 식 (2)에 의한 값보다 다소 크게 나타났다. 그리고 동일한 표적에 대한 UBM 영상에 비해 축 방향 분해능이 떨어지며 초점에서 벗어나면 그 정도가 더욱 심해지는데, 이의 개선을 위해서는 개구수 $f_{\#}$ 가 작으면서 초점심도 (focal depth)가 큰 트랜스듀서를 이용하거나, 배열형으로 제작할 필요가 있는바 향후 이에 대한 연구가 필요하다.

IV. 결론

VHF 대역에서 동작하는 고해상도의 구면 집속형 초음파 트랜스듀서를 두께 $9 \mu m$ 의 PVDF 압전막을 CCP막에 에폭시로 접착한 후 압착하는 방법에 의해 제작하고 그 특성을 평가하였다. 제작된 곡률반경 $7.5 mm$, f -number 1.7의 트랜스듀서는 측정결과 피크주파수는 약 $40.0 MHz$ 이고, $-3 dB$ 대역폭은 $35.0 MHz$ 이며, 그 대역폭에 대한 중심주파수는 $35.5 MHz$ 이다. 따라서 피크주파수에 대해서는 87.5% , $-3 dB$ 대역폭의 중심주파수에 대해서 98.6% 의 넓은 비대역을 가지며, $40 MHz$ 부근에서의 삽입손실은 약 $60 dB$ 인 것으로 나타났다. 그러한 값들은 에폭시 접착층의 두께를 고려한 KLM 등가 회로 해석결과, 그 두께가 $17 \mu m$ 일 때와 비교적 잘 일치하였다. 또한, 제작한 트랜스듀서를 사용하여 가는 구리선 표적에 대한 영상을 획득한 후 상용의 UBM 영상과 비교하였는바, 축방향 분해능은 떨어지나, 축방향 분해능은 다소 향상됨을 알 수 있었다. 향후 UBM 등 고분해능 진단 영상장치에의 응용이 기대된다.

감사의 글

UBM 영상을 획득하는데 있어 많은 도움을 주신 제주대학교의 팽동국교수님과 복태훈씨에게 깊이 감사드립니다. 이 논문은 2010학년도 부경대학교 연구년 교수 지원사업에 의하여 연구되었음 (PS-2010-030).

참고 문헌

1. C. Passmann and H. Ermert, "A 100-MHz ultrasound imaging system for dermatologic and ophthalmologic diagnostics", *IEEE Trans. on UFFC*, vol. 43, no. 4, pp. 545-552, 1996.
2. G. S. Kino, 「Acoustic waves - devices, imaging, & analog signal processing-」, Prentice-Hall Inc., Englewood Cliffs, 1987.
3. T. A. Ritter, T. R. Shrout, R. Tutwiler, and K. K. Shung, "A 30-MHz piezo-composite ultrasound array for medical imaging applications", *IEEE Trans. on UFFC*, vol. 49, no. 2, pp. 217-230, 2002.
4. M. Robert, G. Molingou, K. Snook, J. Cannata, and K. K. Shung, "Fabrication of focused poly (vinylidene fluoride-trifluoroethylene) P (VDF-TrFE) copolymer 40-50 MHz ultrasound transducers on curved surfaces", *Journal of Applied Physics*, vol. 96, no. 1, pp. 252-256, 2004.
5. J. A. Ketterling, F. L. Lizzi, O. Aristizabal, and D. H. Turnbull, "Design and fabrication of a 40-MHz annular array transducer", *IEEE Trans. on UFFC*, vol. 52, no. 4, pp. 672-681, 2005.
6. A. Denoyer, F. Ossant, B. Arbeille, F. Fétissov, F. Patat, L. Pourcelot, and P. J. Pisella, "Very-high-frequency ultrasound corneal imaging as a new tool for early diagnosis of ocular surface toxicity in rabbits treated with a preserved glaucoma drug", *Ophthalmic Res.*, vol. 40, pp. 298-308, 2008.
7. F. S. Foster, C. J. Pavlin, G. R. Lockwood, L. K. Ryan, K. A. Harasiewicz, L. R. Berube, and A. M. Rauth, "Principles and applications of ultrasound backscatter microscopy", *IEEE Trans. on UFFC*, vol. 40, no. 5, pp. 608-617, 1993.
8. F. S. Foster, C. J. Pavlin, K. A. Harasiewicz, D. A. Christopher, and D. H. Turnbull, "Advanced in ultrasound biomicroscopy", *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 26, no. 1, pp. 1-27, 2000.
9. <http://www.capolabs.com/index.htm>
10. R. Krimholtz, D. A. Leedom, and G. L. Matthaei, "New equivalent circuit for elementary piezoelectric transducers", *Electron. Lett.*, vol. 6, pp. 398-399, 1970.

11. S. Sherrit, S. P. Leary, B. P. Dolgin, and Y. Bar-Cohen, "Comparison of the Mason and KLM equivalent circuits for piezoelectric resonators in the thickness mode", *1999 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 921-926, 1999.
12. 양정화, 이경성, 강관석, 팽동국, 최민주, "초음파프로브의 결함이 B-모드 영상의 공간 분해능에 미치는 영향", *한국음향학회 2009년도 춘계학술발표대회 논문집*, 제28권, 1(s)호, 176-179쪽, 2009.
13. 최광윤, 하강렬, 김무준, 김정순, 양정화, 강관석, 최민주, "의료용 초음파프로브의 압전소자 결함이 과도음장과 B-모드 영상에 미치는 영향", *한국음향학회지*, 제29권, 8호, 476-482쪽, 2010.

저자 약력

•윤 주 호 (Juho Yoon)

2011년: 부경대학교 기계자동차공학과 재학중
※ 주관심 분야: Ultrasound Tomography

•오 정 환 (Junghwan Oh)

1992년: 부경대학교 기계공학과 (학사)
1994년: 부경대학교 기계공학과 (석사)
2003년: 텍사스주립대학 (오스틴), 의공학 (석사)
2006년: 텍사스주립대학 (오스틴), 의공학 (박사)
2007년: MD Anderson Cancer Center 전임강사
2008년 ~ 현재: 부경대학교 의공학과 조교수
※ 주관심 분야: Photoacoustic Tomography

•김 정 순 (Jungsoon Kim)

한국음향학회지 제25권 제3E호 참조

•김 무 준 (Moojoon Kim)

한국음향학회지 제25권 제3E호 참조

•하 강 렬 (Kanglyeol Ha)

한국음향학회지 제25권 제3E호 참조