<Original Paper>

Journal of the Korean Society for Nondestructive Testing, Vol. 35, No. 2: 112-119, 2015
ISSN 1225-7842 / eISSN 2287-402X http://dx.doi.org/10.7779/JKSNT.2015.35.2.112

광음향 현미경을 위한 PVDF 기반 고주파수 초음파 변환기의 흡음층 소재에 따른 신호 특성 분석

Signal-Characteristic Analysis with Respect to Backing Material of PVDF-Based High-Frequency Ultrasound for Photoacoustic Microscopy

이준수*, 장진호**†

Junsu Lee* and Jin Ho Chang**†

초 록 고해상도 분자 영상이 가능한 광음향 현미경의 공간해상도는 초음파 변환기에 의해 결정되기 때문에 높은 동작 주파수, 광대역, 높은 신호 수신 효율을 갖는 광음향 수신 변환기는 고성능 광음향 현미경에 필수적이다. Polyvinylidene fluoride (PVDF)는 이러한 광음향 수신 변환기 성능 확보가 가능한 압전소재이다. 그러나 PVDF는 낮은 음향 임피던스로 인해 사용되는 흡음층에 의해서 중심주파수 및 대역폭이 영향을 받게 된다. 본 논문에서는 광음향 현미경에 적합한 PVDF 기반 고주파수 초음파 수신 변환기의 최적 흡음층 소재의 음향 임피던스가 최종 변환기 성능에 어떠한 영향을 주는지에 관한 연구를 수행하였다. 이를 위해 EPO-TEK 301, E-Solder 3022, RTV를 각각 흡음층 물질로 사용하여 고주파수 초음파 수신 변환기를 제작하고 그 음향 특성을 평가하였다. 제작된 변환기의 공간해상도를 평가하기 위해 25 μm 직경을 갖는 철심을 표적으로 사용하여 영상을 획득하였으며, 실험을 통해 얻은 펄스-에코 신호 크기 및 중심주파수, -6 dB 대역폭, 공간해상도 평가를 통해 PVDF의 음향 임피던스보다 약간 높은 음향 임피던스를 갖는 EPO-TEK 301이 가장 적합한 흡음층 물질임을 알 수 있었다.

주요용어: PVDF, 광음향 현미경, 고주파수 초음파, 초음파 변환기

Abstract Photoacoustic microscopy is capable of providing high-resolution molecular images, and its spatial resolution is typically determined by ultrasonic transducers used to receive the photoacoustic signals. Therefore, ultrasonic transducers for photoacoustic microscopy (PAM) should have a high operating frequency, broad bandwidth, and high signal-reception efficiency. Polyvinylidene fluoride (PVDF) is a suitable material. To take full advantage of this material, the selection of the backing material is crucial, as it influences the center frequency and bandwidth of the transducer. Therefore, we experimentally determined the most suitable backing material among EPO-TEK 301, E-Solder 3022, and RTV. For this, three PVDF high-frequency single-element transducers were fabricated with each backing material. The center frequency and -6 dB bandwidth of each transducer were ascertained by a pulse-echo test. The spatial resolution of each transducer was examined using wire-target images. The experimental results indicated that EPO-TEK 301 is the most suitable backing material for a PAM transducer. This material provides the highest signal magnitude and a reasonable bandwidth because a large portion of the energy propagates toward the front medium, and the PVDF resonates in the half-wave mode.

Keywords: PVDF, Photoacoustic Microscopy, High Frequency Ultrasound, Transducer

1. 서 론

높은 화질의 초음파 영상을 위한 압전소자는 높은 수신 특성(g_{33}), 높은 압전 변형 상수, 전기기계 결합계수(k_t), 인체에 가까운 음향 임피던스, 낮은 전기적인, 기계적인 손실 등을 가져야 한다

[Received: December 30, 2014, Revised: February 26, 2015, Accepted: March 3, 2015] *서강대학교 전자공학과, **서강대학교 서강미래기술연구원, 바이오융합 및 전자공학과, †Corresponding Author: Sogang Institute of Advanced Technolgy/Interdisciplinary Program of Integrated Biotechnolgy/Department of Electronic Engineering, Sogang University, Seoul 121-742, Korea (E-mail: jhchang@sogang.ac.kr)

ⓒ 2015, Korean Society for Nondestructive Testing

[1,2]. 추가적으로 20 MHz 이상의 초음파 주파수를 이용하는 초음파 생체 현미경(ultrasound biomicroscope, UBM)에 사용되는 초음파 변환기는 낮은 유전상수($\varepsilon^s/\varepsilon_0 < 40$)를 갖는 압전소자를 사용하는 것이 유리하다. 그 이유는 높은 해상도를 확보하기 위해 단일 소자의 크기를 증가시켜야 하는데, 유전상수가 클 경우 변환기와 영상 시스템 간 전기 임피던스 부정합 문제가 발생하여 구경 증가에 한계가 있기 때문이다. 이러한 관점에서 낮은 유전상수를 갖는 lithium niobate ($LiNbO_3$)는 고주파수 초음파 단일 소자 변환기에 적합한 압전소자이다[3-5]. 반면 polyvinylidene fluoride(PVDF) 소재는 인체와 가까운 음향 임피던스를 가지며, 낮은 유전상수, 높은 수신 특성(g_{33}), 광대역의 특성을 가지고 있어 고주파수 초음파 단일 소자 변환기에 적합한 압전소자이다. 그리고 낮은 음향 임피던스로 인해 정합층은 사용하지 않아도 된다는 장점이 있다. 하지만 낮은 전기기계 결합계수와 낮은 송신 특성(d_{33})을 가졌기 때문에 초음파를 발생시키는데 적합하지 않는 압전소자이다. 이러한 이유로 PVDF는 하이드로폰이나 초음파 신호를 수신하는데 중점을 두는 장치에 많이 사용된다[6-8]. 다른 한편으로 PVDF는 광음향 영상, 광음향 현미경, 광음향 단층영상과 같이 발생되는 초음파 신호를 잘 수신해야 하는 영상장치에 많이 사용된다[9-14].

광음향 영상은 광학 대조도와 초음파 해상도를 동시에 제공할 수 있는 장점을 가진 영상으로 기능적인 정보와 높은 분자 영상 대조도를 제공할 수 있다. 생체조직에 따라 특정 파장을 갖는 레이저 펄스를 조사하면 생체조직은 레이저 에너지를 흡수함과 동시에 열팽창이 일어나 음향신호를 발생하게 되며 그것을 광음향 신호라 한다[15].

발생되는 광음향 신호의 크기는 매우 작으며, 광대역 신호의 특성을 가지고 있다. 이러한 이유로 높은 화질의 광음향 영상을 얻기 위해 초음파 변환기는 광대역의 특성을 가져야 한다. 그러나 일반적인 초음파 변환기는 광음향 신호보다 좁은 주파수 대역폭을 가지고 있다.

광음향 영상의 공간 해상도는 초음파 변환기에 의해 결정되기 때문에 광음향 영상을 위한 초음파 변환기는 높은 동작 주파수, 광대역, 높은 신호 수신 효율을 가져야만 한다. 특히, 광음향 현미경(photoacoustic microscopy)은 얕은 영상 깊이 안에서 아주 높은 공간해상도가 요구되기 때문에 전술한 특성을 갖는 초음파 변환기의 개발이 필수적이다. 이는 일반적인 초음파 변환기의 제한된 대역폭은 결국 광음향 영상의 해상도와 더불어 영상의 낮은 신호 대 잡음비(SNR, signal-to-noise ratio)를 초래하게 된다. 결론적으로 높은 화질의 광음향 영상을 획득하기 위해서는 높은 동작 주파수, 광대역, 높은 신호 수신 효율 등의 특성 확보가 가능한 PVDF 기반의 초음파 수신 변환기가 광음향 영상, 특히 광음향 현미경 영상 획득에 적합하다.

PVDF는 낮은 음향 임피던스로 인해 사용되는 흡음층에 의해서 중심주파수 및 대역폭이 영향을 받기 때문에, PVDF 기반의 광음향 현미경용 초음파 수신 변환기 설계 및 제작에 있어 흡음층 소재의 음향 임피던스가 수신 변환기의 성능에 어떠한 영향을 주는지에 대한 연구가 선행될 필요가 있다. 이를 위해 본 논문에서는 EPO-TEK 301, E-Solder 3022, RTV를 각각 흡음층 물질로 사용하여 고주파수 초음파 수신 변환기를 제작하고 그 음향 특성을 평가하였다. 위의 3가지 물질을 선정한 이유는 PVDF는 일반적인 압전소자에 비해서 매우 낮은 음향 임피던스를 가지기 때문에 사용되는 흡음층에 따라 동작모드가 달라진다는 이론을 바탕으로 광음향 현미경용 PVDF 고주파수 초음파 변환기에 적합한 흡음층 음향 임피던스 조건이 무엇인지에 대해 실험적으로 나타냈다. 이러한 이유로 흡음층 물질도 제작이 용이하면서도 PVDF보다 낮거나, 비슷하거나, 큰 음향 임피던스를 갖는 3가지 물질로 선택하였다. 제작된 변환기의 공간해상도를 평가하기 위해 25 μm 직경을 갖는 철심을 표적으로 사용하여 영상을 획득하였으며, 실험을 통해 얻은 펄스-에코 신호 크기 및 중심주파수, -6 dB 대역폭, 공간해상도 평가를 통해 PVDF 기반의 광음향 현미경용 초음파 수신 변환기의 최적 흡음층 물질의 특성을 고찰하였다.

2. 설계 및 제작

2.1. 변환기 설계

변환기 설계의 주된 목표는 광음향 현미경에 적합한 변환기를 제작하는 것이기 때문에 가능한

Table 1 Material properties of the PVDF film with a 9 μm thickness [16]

Property	Value
Longitudinal wave velocity (m/s)	1400
Density (g/cm^3)	1800
Acoustic impedance (MRayl)	2.52
Piezoelectric receiving constant g_{33} (V.m/N) at 1 kHz	0.18
Piezoelectric strain constant d_{33} (pC/N)	19.2
Electromechanical coupling coefficient k_t (%)	15
Dielectric constant ($\varepsilon^s/\varepsilon_0$)	12

Table 2 Material properties of backing materials [17,18]

Material	Property	Value
RTV	Acoustic Impedance (MRayl)	1.32
	Attenuation (dB/1 MHZ·mm)	0.408
EPO-TEK 301	Acoustic Impedance (MRayl)	3.05
	Attenuation (dB/30 MHZ·mm)	9.5
E-Solder 3022	Acoustic Impedance (MRayl)	5.46
	Attenuation (dB/30 MHZ·mm)	40

-6 dB 대역폭, 중심주파수, 수신율 모두 높으면 높을수록 좋다. 본 연구에서 사용된 압전소자는 PVDF film(Pizotech Inc., Hesingue, France)으로 두께는 9 μm이며, 사용된 흡음층 소재는 RTV (664-J, Momentive, Akasaka, Minatoku, Japan), EPO-TEK 301 epoxy (Epoxy Tech Inc., Billerica, MA), Conductive epoxy (E-Solder 3022, Von Roll Isola Inc., New Haven, CT)이다. PVDF film과 흡음층 물질의 음향 특성은 Table 1, 2에 나타냈다.

동일한 조건으로 변환기를 제작하기 위해서 압전소자의 직경은 5 mm이며, 집속점은 6 mm로 하여 f-number를 1.2로 변환기를 설계 하였다. F-number는 측방향 해상도를 결정하는 상수이기 때문에 작을수록 공간 해상도가 증가한다. 하지만 f-number를 1에 근접하게 제작하는 것은 제작 공정상 매우 어려운 작업이나, PVDF 소자의 경우 pressed focusing 방법을 이용하여 제작할 수 있다. 광음향 현미경은 압전소자의 직경이 크면 클수록 집속점이 작을수록 좋기 때문에 본 논문에서는 최대한 f-number를 1에 가깝게 제작하기 위해 pressed focusing 방법을 통해 변환기를 제작하였다[19]. 추가적으로 흡음층은 황동관 안에 주입시켜 경화시키기 때문에 두께에 대해서는 크게 고려하지 않았다. 현재 가장 작은 단일 소자를 사용하는 혈관 내 초음파 변환기의 흡음층 두께는 0.3 mm 이내로 제작된다. 이것은, 흡음층의 두께가 변환기의 주파수 응답 특성에 크게 영향을 주지 않다는 것을 알 수 있다.

2.2. 변환기 제작

변환기 제작을 위해 먼저 변환기 전체를 지지함과 동시에 접지를 위해 직경이 10 mm인 황동관을 사용하였으며, 전기신호선과 황공관을 분리하기 위해 황동관 안에 비전도성 에폭시를 부어 상온에서 하루 동안 경화시켰다. 그 후 압전소자의 직경을 고려하여 직경 6.5 mm 드릴을 사용하여 구멍을 뚫었다. 그리고 전기신호선을 연결하기 위해서 직경 0.32 mm의 도선을 황동관 안에 고정시켰다. 6 mm 깊이에 집속점을 형성하기 위해 직경 10 mm 황동관의 표면을 밀링머신으로 가공한 후에 직경이 12 mm인 쇠구슬을 5분 에폭시로 황동관에 고정시킨 뒤 흡음층 물질을 황동관 안으로 부은 후 상온에서 하루 동안 경화시켰다. 이후 쇠구슬을 제거하면 흡음층의 표면은 집속점을 원점으로 하는 요면 형태가 된다. 흡음층 주물 과정에서 도선이 흡음층에 가려지게 되기 때문에 도선이 고정된 부분을 아세톤으로 닦아 도선 부분을 돌출시켰다. 압전소자로 사용될 물질은 PVDF film이며, 두께가 9 μm밖에 되지 않아서 유리판에 고정시켜 원하는 크기로 절삭을 하기는 어렵다. 본 연구에서는 원하는 크기인 직경 5 mm로 자르기 위해서 일반적으로 사용되는 펀치를 사용하여 PVDF film을 절단하였다. 일반적으로 압전소자를 흡음층이나 정합층에 접착하기 위해 에폭시 접착제를 많이 사용한다. 하지만 PVDF film은 금막으로 코팅이 되어 있어 흡음층에 접착하기 위해서는 좀 더 접착력이 강한 접착제가 필요하다. 이러한 이유로 본 연구에서는 PVDF에 전도성을 위한 부분을 빼고 나머지 부분에 대해서는 접착력 강화제인 AP-131(Chemlok AP-131, Lord Corp., Erie, PA, USA)을 도포한 후 흡음층에 PVDF를 접착하였다. 즉, PVDF film과 흡음층이 접착될 부분 중에서 도선과 연결되는 부분을 제외한 나머지 부분을 AP-131로 도포한 후 30분 정도 상온에서 경화를 시켰다. 그리고

Fig. 1 Photo of the fabricated PVDF high frequency ultrasonic transducers for a PAM detector

흡음층의 도선 부분에 전도성 접착제(E-Solder 3022, Von Roll Isola Inc., New Haven, CT, USA)를 소량 도포하고 PVDF film을 황동관의 중앙에 위치시킨 후 직경이 12 mm인 쇠구슬을 사용하여 PVDF와 흡음층을 지그를 사용하여 눌러서 접착하였다. 좀 더 강한 접착력을 위해 눌러진 상태의 지그를 60도 온도로 설정된 오븐에 30분간 넣어 두었다. 그 후 지그를 오븐에서 빼서 상온에 하루 정도 경화시킨 후 PVDF film의 접지면과 황동관을 전도성 접착제로 연결하였다. 마지막으로 변환기에 펄스-리시버를 연결하여 직접적으로 신호 및 접지를 인가해야 하기 때문에 SMA 커넥터를 사용하여 신호선 및 접지를 연결하였다. 최종 제작된 변환기는 Fig. 1에 나타냈다.

3. 실험 및 평가

3.1. 펄스-에코 측정 및 평가

제작된 변환기의 주파수 특성을 평가하기 위해 펄스-에코 응답 측정을 실시하였으며, Fig. 2에 나타냈다. 탈이온수가 담긴 수조에 평탄하고 두꺼운 반사판을 변환기와 수평이 되도록 고정시켰다. 변환기와 반사판의 거리는 집속점인 6 mm가 되도록 하였다. 상용 장비인 UTEX 340 펄서-리시버(UTEX Scientific Instruments Inc, Ontario, Canada)를 이용하여 반사판으로부터 되돌아오는 신호를 측정하였다. 펄서-리시버를 이용하여 전압 100V, 2 ns 길이의 신호를 발생하여 변환기에 인가하였으며, 수신된 신호는 펄서-리시버에서 40 dB만큼 증폭시켰다. 증폭된 신호는 오실로스코프(DPO7054, Tektronics Inc, Beaverton, OR, USA)를 이용하여 데이터 파일로 저장 후 MATLAB을 이용하여 펄

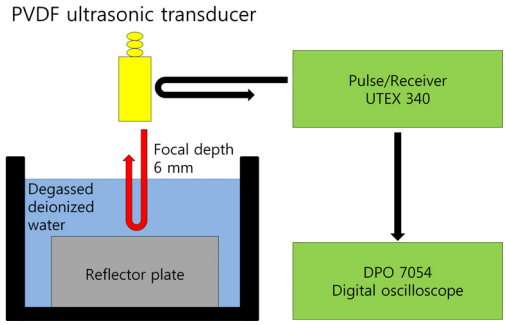

Fig. 2 Experimental arrangement to measure the pulse-echo response of the fabricated PVDF ultrasonic transducer

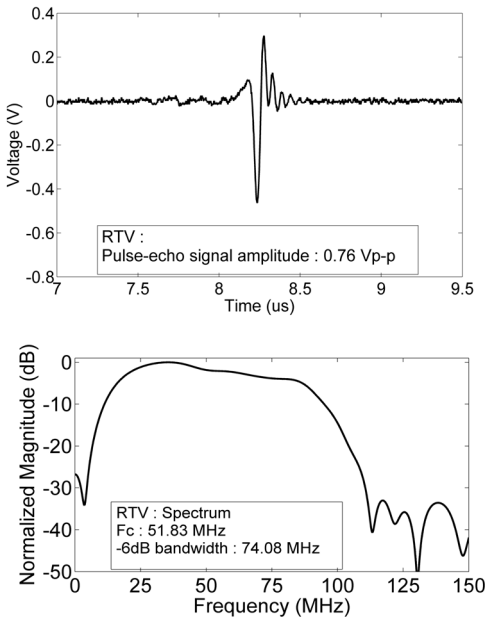

Fig. 3 A measured pulse-echo response and its frequency spectrum of the fabricated transducer with RTV backing material

스-에코 응답과 주파수 스펙트럼을 구하였다. 결과는 Fig. 3-5에 나타냈으며, Table 3에 요약하였다. Fig. 3-5에서 보듯이 RTV와 E-Solder 3022를 흡음층으로 사용한 변환기는 비슷한 위치에서 초음파 신호의 최대 크기가 나타나나, EPO-TEK 301을 흡음층으로 사용한 변환기의 경우는 최대 크기의 신호가 조금 지연되어 나타남을 관찰할 수 있었다. 이를 통해 EPO-TEK 301을 흡음층으로 사용한 변환기는 정확히 6 mm에 집속점이 형성되어 있지 않고 약간 뒤에 집속점이 형성되어 있음을 알 수 있었다.

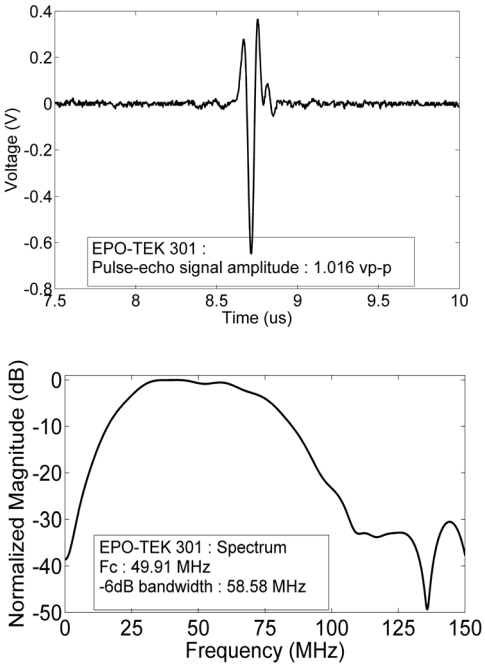

Fig. 4 A measured pulse-echo response and its frequency spectrum of the fabricated transducer with EPO-TEK 301 backing material

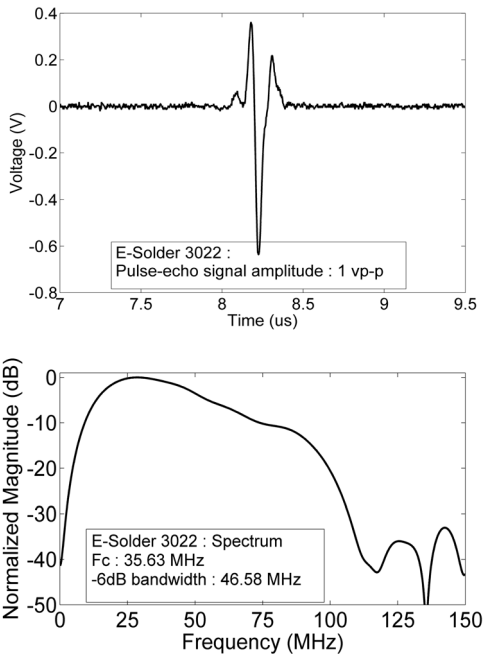

Fig. 5 A measured pulse-echo response and its frequency spectrum of the fabricated transducer with E-Solder 3022 backing material

Table 3 Center frequency and -6 dB bandwidth of the fabricated transducers measured in the pulse-echo test

Backing Material	-6 dB bandwidth (MHZ)	Center frequency (MHz)
RTV	14.79 - 88.87	51.83
EPO-TEK 301	20.62 - 79.20	49.91
E-Solder 3022	12.34 - 58.92	35.63

예상한대로 PVDF film은 광대역의 특성을 가지므로 제작된 변환기 역시 광대역의 특성을 가지게 됨을 알 수 있었다. 펄스-에코 신호를 보면 EPO-TEK 301은 1.016V, E-Solder 3022는 1V, RTV는 0.76V를 나타냈다. RTV를 흡음층으로 사용한 변환기는 가장 높은 중심주파수와 광대역의 특성을 가지지만, 펄스-에코 신호는 가장 낮은 신호를 나타냈다. RTV의 음향 임피던스는 1.32 MRayl로 PVDF보다 낮은 음향 임피던스를 가진다. 이것은 PVDF와 물과의 음향 임피던스 차이와 PVDF와 RTV의 음향 임피던스 차이가 비슷하기 때문에 초음파 신호가 PVDF 앞부분으로 전달되는 신호만큼 큰 신호가 흡음층 방향으로도 발생된다는 것을 알 수 있다.

다른 한편으로 E-Solder 3022 변환기의 주파수 스펙트럼이 저주파쪽으로 편향된 것을 알 수 있다. 이는 PVDF와 흡음층의 음향 임피던스 차이에 의해서 PVDF가 half wave mode (77.8 MHz) 또는 quarter wave mode (38.9 MHz)로 공진하는 특성이 있으며[20], 이러한 이유로 E-Solder 3022 변환기는 낮은 중심주파수와 대역폭을 가지게 되었다.

3.2. 공간해상도 측정 및 평가

제작된 변환기의 공간해상도를 평가하기 위해서 직경 25 μm 도선을 사용하여 초음파 영상을 획득하였다. 측정 방법은 펄스-에코 측정 방법과 동일하며 반사판 대신 도선을 집속점에 고정시켰으며, 0.02 mm 간격으로 50번 이동시키면서 펄서-리시버와 오실로스코를 사용하여 데이터를 획득하였다. 실험 결과는 Fig. 6에 나타냈으며, Table 4에 요약하였다.

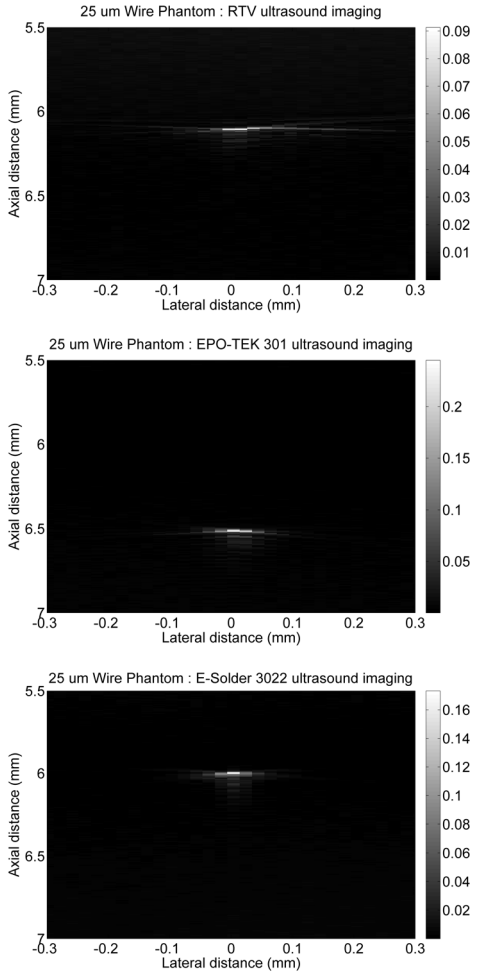

Fig. 6 Phantom images acquired by the fabricated transducers

Fig. 6에서 보듯이 RTV 변환기는 6.1 mm, EPO-TEK 301은 6.5 mm, E-Solder 3022는 6 mm에 집속되었다는 것을 알 수 있고 이는 펄스-에코 결과와 일치한다. 이를 통해 각 변환기의 f-number는 1.22, 1.31, 1.2임을 알 수 있다. 축방향(R_{axial}) 해상도와 측방향($R_{lateral}$) 해상도의 계산식은 아래와 같다[21].

$$R_{axial} = \frac{c}{2BW_{-6dB}}, \quad (1)$$

$$R_{lateral} = f_{\#} \cdot \lambda \quad (2)$$

여기서 $f_{\#}$는 집속점을 압전소자의 크기로 나눈 값을 나타내며, c는 물에서의 초음파 속도인 1480 m/s이며, λ는 초음파 속도를 중심주파수로 나눈 값이다. -6 dB 축방향과 측방향 해상도는 도선으로부터 되돌아온 포락선(envelope) 신호를 사용하여 해상도를 계산하였다.

Table 4 Axial and lateral beam widths measured in the wire phantom images and their theoretical values

Backing Material	Axial Beam widths		Lateral Beam widths	
	Measured	Theoretical	Measured	Theoretical
RTV	9 μm	10 μm	40 μm	36 μm
EPO-TEK 301	12 μm	13 μm	45 μm	42 μm
E-Solder 3022	14 μm	16 μm	35 μm	52 μm

측정된 RTV 변환기의 축방향 해상도는 9 μm였으며, 이는 이론적인 값인 10 μm과 비슷하다. 축방향 해상도는 위의 식에서 보듯이 중심주파수와 -6 dB 대역폭에 의해서 결정된다. 그밖에 EPO-TEK 301과 E-Solder 3022 또한 이론적인 값과 비슷한 값을 나타내었다. 그와 반대로 측방향 해상도는 측정값과 이론값이 조금 불일치한 것을 나타냈다. 이론적으로는 RTV 변환기가 가장 좁은 측방향 해상도를 나타냈지만 측정값으로는 E-Solder 3022가 가장 좁은 측방향 해상도를 나타냈다. 이는 설계와 달리 변환기의 집속점이 모두 6 mm가 아니며 이로 인해 f-number가 상이하게 되어 예상하였던 측방향 해상도와 불일치하는 결과를 얻었다. 이는 pressed focusing 방식을 통한 변환기 제작에서 RTV와 EPO-TEK 301보다 E-Solder 3022 변환기가 더 얕은 집속점, 즉 작은 f-number 갖기 때문에 E-Solder 3022를 흡음층으로 사용한 변환기가 가장 우수한 측방향 해상도를 제공하는 것으로 간주할 수 있다. 이와 더불어 실험 과정에서 변환기와 도선의 위치가 완벽하게 수직으로 배열되어 있지 않아 발생하는 실험 오류에 의한 결과일 수도 있다.

4. 결 론

본 논문에서는 광음향 현미경에 사용되는 압전소자인 PVDF의 흡음층 물질로서 가장 적합한 소재가 무엇인지 실제 변환기를 제작하여 실험적으로 평가하였다. 그 결과 음향 임피던스가 PVDF와 유사한 RTV는 가장 좁은 공간해상도를

제공하였지만 가장 낮은 펄스-에코 신호를 제공함을 알 수 있었다. PVDF의 음향 임피던스보다 2.3배 큰 음향 임피던스를 갖는 E-Solder 3022는 가장 낮은 중심주파수와 대역폭을 제공하여 낮은 공간해상도를 제공하였지만 펄스-에코 신호는 RTV보다 큰 신호를 제공하였다. 결과적으로 PVDF보다 1.2배 큰 음향 임피던스를 갖는 EPO-TEK 301은 우수한 공간해상도와 큰 펄스- 에코 신호를 제공함으로써 PVDF를 사용한 광음향 현미경 변환기에 가장 적합한 물질인 것을 알 수 있었다.

5. 감사의 글

본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합고급인력과정지원사업(NIPA-2014-H0401-14-1002) 및 산업통상지원부 기술혁신사업 국제공동기술개발사업[N01150049, 심혈관 병변 진단을 위한 고주파대역(40~60 MHz) 고해상도 영상시스템 및 프로브 기술 개발]의 지원을 받아 수행되었음.

참고문헌

[1] W. A. Smith and B. A. Auld, "Modeling 1-3 composite piezoelectric: Thickness-mode oscillations," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 38, pp. 40-47 (1991)

[2] K. K. Shung, "Diagnostic ultrasound: imaging and blood flow measurements," Taylor and Francis, FL, USA, p. 42 (2005)

[3] D. A. Knapik, B. Starkoski, C. J. Pavlin and F. S. Foster, "A 100-200 MHz ultrasound biomicroscope," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 47, pp. 1540-1549 (2000)

[4] K. A. Snook, J. -Z. Zhao, C. H. F. Alves, J. M. Cannata, W. -H. Chen, R. J. Meyer, T. A. Ritter and K. K. Shung, "Design, fabrication, and evaluation of high frequency, single-element transducers incorporating different materials," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 49, pp. 169-176 (2002)

[5] J. M. Cannata, T. A. Ritter, W. -H. Chen, R. H. Silverman and K. K. Shung, "Design of efficient, broadband single-element (20-80 MHz) ultrasound transducers for medical imaging applications," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 50, pp. 1548-1557 (2003)

[6] J. Lee, J. H. Chang, J. S. Jeong, C. Lee, S. -Y. Teh, A. Lee and K. K. Shung, "Back-scattering measurement from a single micro-droplet," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 58, pp. 874-879 (2011)

[7] J. S. Jeong and K. K. Shung, "Improved fabrication of focused single element P(VDF-TrFE) transducer for high frequency ultrasound applications," *Ultrasonics*, Vol. 53, pp. 455-458 (2013)

[8] K. B. Kim, B. G. Kim and S. S. Lee, "Development and characterization of high frequency ultrasonic transducer using PVDF and P(VDF_TrFE)," *Journal of the Korean Society for Nondestructive Testing*, Vol. 22, No. 1, pp. 1-8 (2002)

[9] C. A. Bennett and Jr. R. R. Patty, "Thermal wave interferometry: a potential application of the photoacoustic effect," *Applied Optics Letters*, Vol. 21, pp. 49-54 (1982)

[10] L. V. Wang, "Multiscale photoacoustic microscopy and computed tomography," *Nature Photonics*, Vol. 3, pp. 503-509 (2009)

[11] J. Kang, E. -K. Kim, J. Y. Kwak, Y. Yoo, T. -K. Song and J. H. Chang, "Optimal laser wavelength for photoacoustic imaging of breast microcalcifications," *Applied Physics Letter*, Vol. 99, pp. 153702 (2011)

[12] L. V. Wang and S. Hu, "Photoacoustic tomography: In vivo imaging from organelles to organs," *Science*, Vol. 335, pp. 1458-1462 (2012)

[13] C. Yoon, J. Kang, S. Han, Y. Yoo, T. -K. Song and J. H. Chang, "Enhancement of photoacoustic image quality by sound speed correction: ex vivo evaluation," *Optics Express*, Vol. 20, pp. 3082-3090 (2012)

[14] J. S. Lee and J. H. Chang, "Fabrication and evaluation of high frequency ultrasound receive transducers for intravascular photoacoustic

imaging," *The Journal of the Acoustic Society of Korea*, Vol. 33, pp. 300-308 (2014)

[15] H. F. Zhang, K. Maslov, G. Stoica and L. V. Wang, "Functional photoacoustic microscopy for high-resolution and noninvasive in vivo imaging," *Nat. Biotechnol*., Vol. 24, pp. 848-851 (2006)

[16] Piezotech Inc., http://www.piezotech.fr/imge/docments/22-31-32-33-piezotech-piezoelectric-films-leaflet.pdf

[17] H. Wang, T. Ritter, W. Cao and K. K. Shung, "High frequency properties of passive materials for ultrasonic transducers," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 48, pp. 78-84 (2001)

[18] PZFLEX Program Ver 3.0, Generate Materials File-Rubber

[19] G. R. Lockwood, D. H. Turnbull and F. S. Foster, "Fabrication of high frequency spherically shaped ceramic transducers," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 41, pp. 213-235 (1994)

[20] F. S. Foster, K. A. Harasiewicz and M. D. Sherar, "A History of medical and biological imaging with polyvinylidene fluoride (PVDF) transducers," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 47, pp. 1363-1371 (2000)

[21] F. S. Foster, C. J. Pavlin, K. A. Harasiewicz, D. A. Christopher and D. H. Turnbull, "Advances in ultrasound biomicroscopy," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 26, No. 1. pp. 1-27 (2000)