

혈관내 광음향 영상을 위한 고주파수 초음파 수신 변환기 제작 및 평가

Fabrication and Evaluation of High Frequency Ultrasound Receive Transducers for Intravascular Photoacoustic Imaging

이준수, 장진호*[†]

(Jun-Su Lee and Jin Ho Chang*[†])

서강대학교 전자공학과, *서강대학교 서강미래기술연구원, 바이오융합 및 전자공학과
(접수일자: 2014년 5월 19일; 수정일자: 2014년 7월 28일; 채택일자: 2014년 8월 5일)

초 록: 광음향 영상은 조직의 형태학적 정보뿐만 아니라 병리학적 정보도 함께 제공할 수 있어 죽상동맥경화증 진단에 유용하게 사용될 수 있다. 높은 해상도의 광음향 영상을 획득하기 위해서는 광음향 신호를 수신할 초음파 변환기가 고주파수 및 광대역 특성을 가져야만 한다. 또한 죽상동맥경화증 진단을 위해서는 혈관에 변환기를 직접 삽입하여 광음향 영상 신호를 획득해야하기 때문에 그 크기가 1 mm 이하가 되어야만 한다. 본 논문에서는 PVDF 압전 소재를 이용하여 혈관내 광음향 영상을 위한 고주파수, 광대역 특성을 갖는 초음파 변환기 제작이 가능함을 보였다. 개발한 광음향 수신 변환기는 단일소자이며 구경은 0.5×0.5 mm 이고 전체 변환기 크기는 직경이 1 mm 이내가 되도록 하였다. 작은 크기로 인해 형태학적 빔집속이 아닌 자연집속 깊이를 조절하여 관심영역(1 ~ 5 mm)에서 빔집속이 되도록 설계하였다. 제작한 혈관내 광음향 수신 변환기의 주파수 특성을 펄스-에코 응답실험을 통해 알아보았다. 제작된 변환기는 -6 dB 대역폭이 40.1 ~ 112.8 MHz이며, 중심 주파수가 76.83 MHz 인 고주파수 및 광대역 특성을 갖는다는 것을 실험적으로 확인하였다.

핵심용어: 죽상동맥경화증, 혈관내 초음파 영상, 혈관내 광음향 영상, 고주파수 초음파 변환기, PVDF

ABSTRACT: Photoacoustic imaging is a useful tool for the diagnosis of atherosclerosis because it is capable of providing anatomical and pathological information at the same time. A photoacoustic signal detector is a pivotal element to achieve high spatial resolution, so that it should have broadband spectrum with a high center frequency. Since a photoacoustic imaging probe is directly inserted into blood vessel to diagnose atherosclerosis, the total size of the photoacoustic signal detector should be less than 1 mm. The main purpose of this paper is to demonstrate that PVDF can be used as an active material for the photoacoustic signal detector with a high frequency and broadband characteristic. The photoacoustic signal detector developed in this study was a single element ultrasound transducer with an aperture of 0.5×0.5 mm and the total size of 1 mm. In the design stage, the natural focal depth was adjusted for an effective focal area to cover the region of interest, i.e., 1 ~ 5 mm in depth. This was because geometrical focusing could not be used due to the small aperture. Through a pulse-echo test, it was ascertained that the developed photoacoustic signal detector has the -6 dB bandwidth ranging between 40.1 and 112.8 MHz and the center frequency of 76.83 MHz.

Keywords: Atherosclerosis, Intravascular ultrasound imaging, Intravascular photoacoustic imaging, High frequency ultrasound transducer, PVDF

PACS numbers: 43.38.Fx, 43.35.Yb, 43.35.Ud, 43.80.Qf

[†]**Corresponding author:** Jin Ho Chang (jhchang@sogang.ac.kr)
CY 412, Sogang Institute of Advanced Technology, Sogang University, 35 Baekbeom-Ro, Mapo-Gu, Seoul 121-742, Republic of Korea
(Tel: 82-2-705-4744, Fax: 82-2-707-3008)

1. 서 론

죽상동맥경화증(atherosclerosis)은 혈관의 내막에 콜레스테롤이 침착되고 내피세포의 증식이 일어나 죽종(atheroma)이 형성되는 대표적인 동맥 질환이다. 죽종 주변 부위는 단단한 섬유성 막인 경화반(plaque)으로 둘러싸이게 되는데 경화반이 불안정하게 되면 파열되어 혈관 내에 혈전이 생기게 된다. 혈전들은 혈관 내부를 막아 말초로의 혈액 순환에 장애를 일으켜 심혈관 질환의 원인이 된다. 이러한 심혈관 질환의 근본적인 원인이 되는 취약성 경화반의 가장 전형적인 진단방법은 관상동맥 조영술(Coronary Angiography, CAG), 광단층영상(Optical Coherence Tomography, OCT), 혈관내 초음파(Intravascular Ultrasound, IVUS) 영상 등 다양한 영상장치들이 사용되고 있다.^[1]

특히 혈관내 초음파 영상기기는 관상동맥의 형태학적 변화, 즉 혈관의 내경, 면적, 모양 및 혈관벽의 두께변화 그리고 경화반의 형태 및 분포, 구성성분 등의 정보를 제공하여 심혈관 질병진단에 이용되며, 영상 가능 깊이는 8~10mm이고 150 μ m의 축방향 해상도, 250 μ m의 측방향 해상도를 제공할 수 있다. 비록 사용 초음파 주파수를 증가시키면 공간해상도를 더욱 향상시킬 수 있지만, 일반적으로 초음파 영상이 제공할 수 있는 공간해상도로는 65 μ m이하의 섬유소마개(fibrous cap) 영상화를 통한 경화반의 파열 위험도를 측정하기에 부족하며, 지질이 많은 핵(lipid-rich core)과 같은 조직에 대한 영상감도가 낮아 정확한 경화반의 상태 및 위험도를 예측하는데 한계를 가진다. 이러한 혈관내 초음파 영상의 한계를 극복하여 혈관의 협착정도를 통한 형태학적인 정보와 더불어 혈관의 조직병리학적인 정보를 획득하여 정확한 질병진단을 수행하기 위해 융합영상기기에 대한 관심이 증대되고 있다.

그 하나의 예는 OCT와 초음파를 융합하여 혈관내 영상을 제공하는 융합영상 기법이다.^[2-6] OCT의 경우 10 μ m정도의 높은 공간해상도를 제공할 수 있어 섬유소마개의 두께 및 혈관벽의 형태학적 변화를 정확하게 측정할 수 있는 반면 영상 가능깊이가 깊지 않아(약 2~3 mm) 경화반의 침투 깊이 및 정확한 분포 등과 같은 다른 중요 임상정보를 제공하지 못한

다. 이러한 OCT의 단점을 초음파 영상과 융합함으로써 해결할 수 있으며, 이를 위한 OCT와 초음파 융합센서에 관한 연구가 최근에 활발히 진행되고 있다. 하지만 OCT와 초음파 융합영상은 혈관의 형태학적 변화를 명확히 제공해줄 수 있으나, 경화반 및 지질층의 구성 물질과 같은 조직병리학적 정보를 제공하는데 한계가 있다. 이러한 한계는 광음향 영상 기술을 통해 극복할 수 있다.^[7]

광음향 신호는 특정 파장을 갖는 짧은 레이저 펄스를 조사하여 생체조직이 조사된 레이저 에너지를 흡수함으로써 열팽창이 일어나 발생하는 음향 신호이다.^[8] 특정 레이저 파장에 대한 에너지 흡수도는 조직의 구성 물질에 따라 다르기 때문에 광음향 영상은 조직의 형태학적 정보뿐만 아니라 병리학적 정보도 제공할 수 있다.^[9] 이러한 광음향 신호는 수 MHz에서 수십 MHz의 주파수 대역을 갖기 때문에 정보의 손실 없이 광음향 신호를 수신할 수 있는 광대역, 고민감도 초음파 변환기의 설계 및 제작이 필수적이다. 특히 광음향 영상의 해상도는 수신 변환기의 중심주파수에 비례하여 증가하기 때문에 높은 해상도의 혈관 영상을 획득하기 위해서는 혈관내 광음향(Intravascular Photoacoustic, IVPA) 수신 변환기의 중심주파수가 높아야만 한다. 더불어 IVPA 수신 변환기의 전체 크기는 용이한 혈관 삽입이 가능하도록 1mm 이하여만 하기 때문에, 높은 해상도의 광음향 영상을 얻을 수 있는 IVPA 수신 변환기 제작에 기술적 어려움이 존재한다. 최근에 이러한 IVPA 영상의 요구사항 및 기술적 한계를 극복한 PMN-PT 단결정 압전 소재 기반 IVPA 수신 변환기 개발이 보고된바 있다.^[10,11]

Polyvinylidene Fluoride(PVDF)는 효과적인 광음향 신호 수신에 적합한 압전 소재이다. 비록 이 물질은 신호 발생효율을 나타내는 압전변형상수와 전기기계 결합계수가 낮아 일반적인 초음파 영상에 사용하기에 특성이 좋지 않으나, 높은 수신 특성과 낮은 유전 상수로 인해 높은 동작주파수를 가지면서 신호 수신만 수행하는 광음향 신호 수신용 소재로는 적합한 특성을 가지고 있다. 또한 PVDF의 음향임피던스는 생체조직의 음향임피던스(약 1.5 MRayls)에 근접하여 음향 정합층이 필요 없거나 하나만 있으면 충분하기 때문에 작은 크기의 혈관 삽입 수신 변환기 제

작이 용이한 물질이다. 특히 PVDF는 광대역 주파수 특성을 가지고 있어 IVPA 신호 수신에 적합하다.

본 논문에서는 PVDF 기반의 IVPA 수신 변환기의 설계, 제작 및 성능 평가 결과를 소개한다. 죽상동맥 경화증 진단에 사용될 초음파 및 광음향 융합변환기 개발에 앞서 PVDF 물질을 이용해 IVPA 수신 변환기를 먼저 제작 하였다. 즉, PVDF를 사용한 변환기를 개발하여 융합변환기 제작에 있어 PVDF를 사용할 수 있는지에 대한 고찰이 본 연구의 주된 목적이다. 개발한 PVDF 기반 IVPA 수신 변환기는 혈관에 삽입하기에 용이한 0.5×0.5 mm 크기의 음향 구경을 갖는 단일 소자를 사용하였으며, 최종 변환기의 직경 1 mm 이내의 크기로 설계하여 제작하였다.

II. 설계 및 제작

2.1. 변환기 설계

IVPA 수신 변환기는 혈관 내부에 직접 삽입하여 회전하면서 광음향 데이터를 획득하여 혈관 영상을 형성하기 때문에 변환기의 크기가 제한적이다. 즉, 변환기의 직경은 1 mm 이하가 되어야 한다. 이러한 이유로 일반적인 고주파수 초음파 단일소자 변환기는 표면을 요면 형태로 만들어 빔집속을 하게 되는데, IVPA 수신 변환기는 그 크기가 작아 이러한 방법으로 빔집속을 수행하기에 부적절 하다. 이러한 이유로 본 연구에서는 IVPA 수신 변환기의 자연집속을 이용하여 관심 영역에서 최상의 해상도를 얻을 수 있도록 변환기의 중심주파수 및 구경을 선택하였다. 자연집속이 시작되는 깊이는 다음과 같은 식을 이용하여 구할 수 있다.

$$NF = \frac{D^2}{4\lambda}, \quad (1)$$

여기서 D는 변환기의 구경이며, λ 는 파장(wavelength)이다. 혈관의 종류 및 죽상동맥경화증 진행 정도에 따라 관심 깊이는 1~5 mm이다. Eq.(1)은 단일 파장에 해당하는 자연집속 시작 깊이이며, 압전소자 크기를 0.5×0.5 mm로 선택하였을 때 자연집속 시작 깊이는 동작주파수가 25 MHz일 때 1 mm, 40 MHz일 때 1.6

mm, 60 MHz일 때 2.4 mm, 80 MHz일 때 3.2 mm를 갖는다. 참고로 Eq.(1)은 원형 형태의 초음파 구경을 가정하여 얻은 식이며, D를 정사각형인 초음파 구경의 한 변의 길이로 두었을 때 실제 자연집속 시작 깊이는 계산한 깊이보다 약간 뒤에서 시작한다.

일반적인 압전 소재는 두께에 따라 진동주파수가 결정되나, PVDF는 음향 임피던스가 낮아 흡음층의 음향 임피던스에 따라 진동주파수가 변화하게 된다.^[12] 본 연구에서는 고주파수 특성을 위해 9 μ m 두께의 PVDF를 사용하였으며, 제작하고자 하는 변환기의 음향특성을 살펴보기 위해 유한요소해석 프로그램인 PzFLEX(Weidlinger Associates Inc, Mountain View, Ver 3.0)를 이용하여 시뮬레이션을 진행하였다. 시뮬레이션에 사용한 PVDF 물성은 Table 1에 나타내었으며, 흡음층으로는 Epo-Tek 301을 사용하였고, 정합층은 사용하지 않았다. 참고로 Epo-Tek 301의 음향 임피던스는 3.08 MRayls이다.

Fig. 1은 PzFLEX 시뮬레이션을 통해 구한 0.5×0.5 mm 크기의 구경을 갖는 PVDF 기반 IVPA 수신 변환기의 펄스-에코 응답 및 주파수 스펙트럼 특성을 나타내고 있다. 참고로 반사체가 3 mm 깊이에 위치한 것으로 설정하여 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션 결과를 통해 제작하고자 하는 IVPA 수신 변환기의 -6 dB 대역폭은 25 ~ 97 MHz이며 중심주파수가 61.27 MHz로 중심 주파수 대비 108.31%의 광대역 특성을 가지고 있음을 알 수 있다. 이러한 중심주파수를 갖는 경우 자연집속이 시작되는 깊이는 Eq.(1)에 의해 약 2.5 mm가 된다. 하지만 이 변환기의 주파수 스펙트럼은 다양한 동작주파수를 가지고 있어 제작하고자 하는 PVDF 기반 IVPA 수신 변환기의 특성을

Table 1. Material properties of the PVDF film with a 9 μ m thickness.

Parameter	Value
Longitudinal velocity (m/s)	1400
Density (kg/m ³)	1800
Clamped dielectric constant	12
Coupling coefficients	0.15
Piezoelectric voltage coefficient g_{33} (v.m/N) at 1 kHz	0.18
Acoustic Impedance (MRayl)	2.52

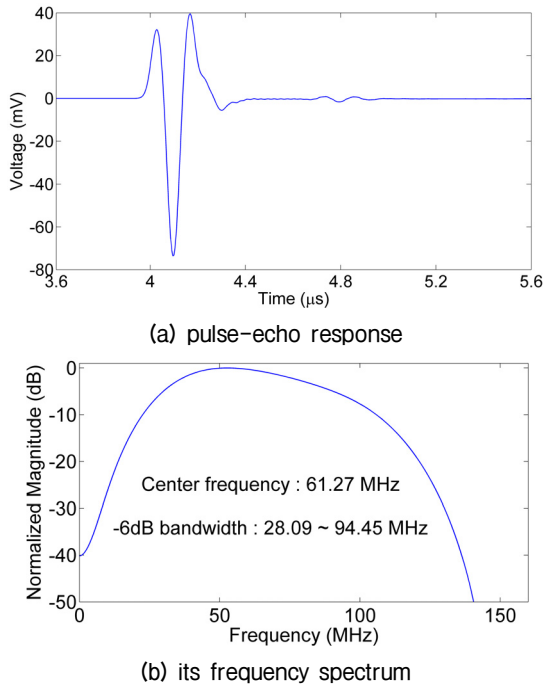


Fig. 1. PzFLEX simulation results of the characteristics of the PVDF-based IVPA receive transducer with the aperture size of 0.5×0.5 mm.

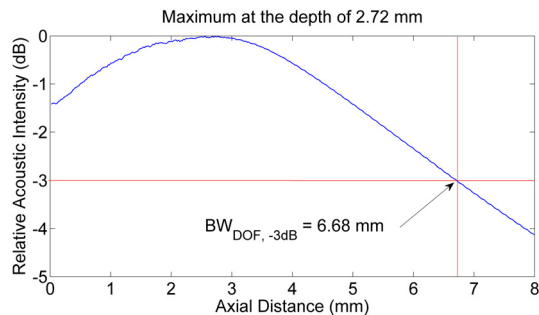


Fig. 2. Acoustic intensity of the PVDF-based IVPA receive transducer with the aperture size of 0.5×0.5 mm along the axial direction, which was calculated by Field II simulation.

예측하기 위해서는 정확한 음향해석이 필요하다. 이를 위해 Field II 시뮬레이션을 수행하여 1~5 mm의 관심 영역에서의 음장 및 측방향 해상도, 그리고 DOF(Depth Of Focus)를 예측하여 제작하고 하는 IVPA 수신 변환기가 혈관내 영상을 수행하기에 적합한 특성을 가지고 있는지 알아보았다.

Fig 2는 Field II 시뮬레이션을 통해 획득한 0.5×0.5 mm 크기의 구경을 갖는 PVDF 기반 IVPA 수신 변환기의 측방향으로의 음향강도를 나타내고 있다. 최대

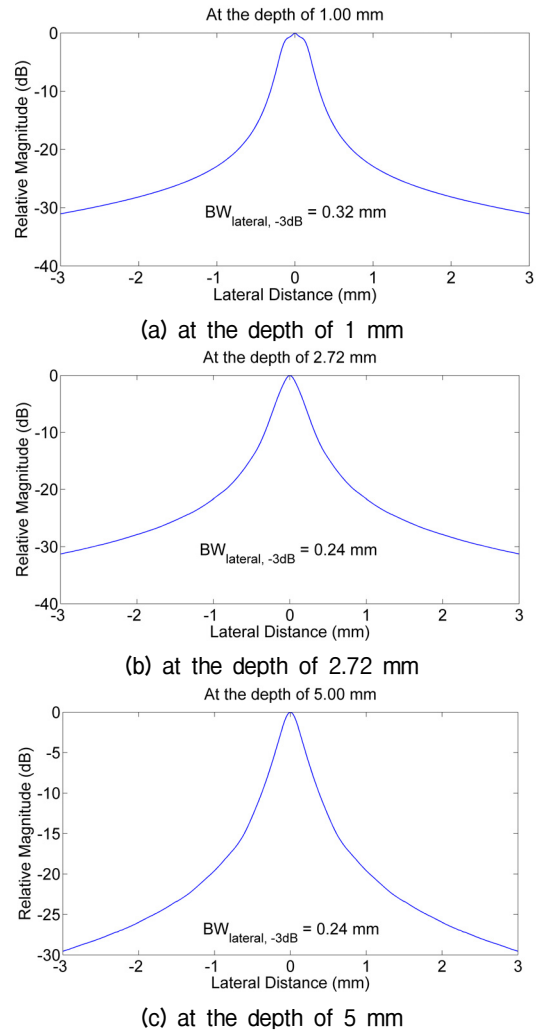


Fig. 3. Point spread functions obtained by Field II simulation.

음향강도는 2.72 mm에서 발생하였으며, 이는 계산한 자연집속 시작 깊이와 유사함을 알 수 있다. 즉 변환기를 통해 송신된 초음파는 2.72 mm 깊이에서부터 집속이 일어나며 이 깊이에서 가장 큰 음향강도를 갖고 깊이가 증가함에 따라 빔집속된 상태로 음향강도가 감소하는 형태를 가짐을 알 수 있다. 음향강도의 최대값에서 -3 dB 만큼 줄어든 지점의 거리를 나타내는 DOF는 약 6.68 mm로 관심 깊이에 대해 충분한 음향강도를 획득할 수 있음을 알 수 있다.

관심 깊이에서의 측방향 해상도는 각 깊이에서의 점상 강도 분포 함수(Point Spread Function, PSF)를 구하여 -3 dB 빔 폭을 측정함으로써 예측할 수 있다. 여기서 송수신을 수행하여 영상을 구성하는 초음파 영상

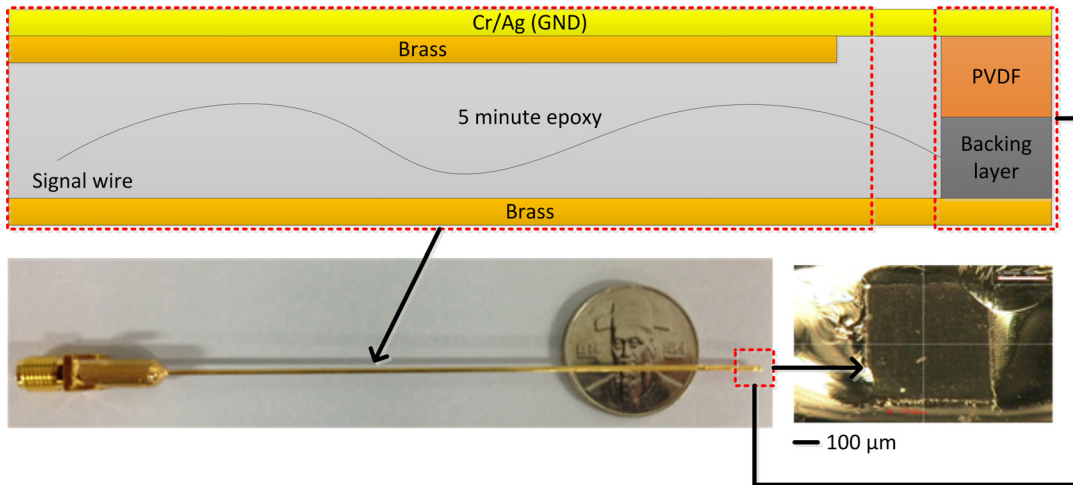


Fig. 4. Schematic diagram of the IVPA receive transducer (top), photographs of the finished IVPA receive transducer (bottom left) and the active aperture (bottom right).

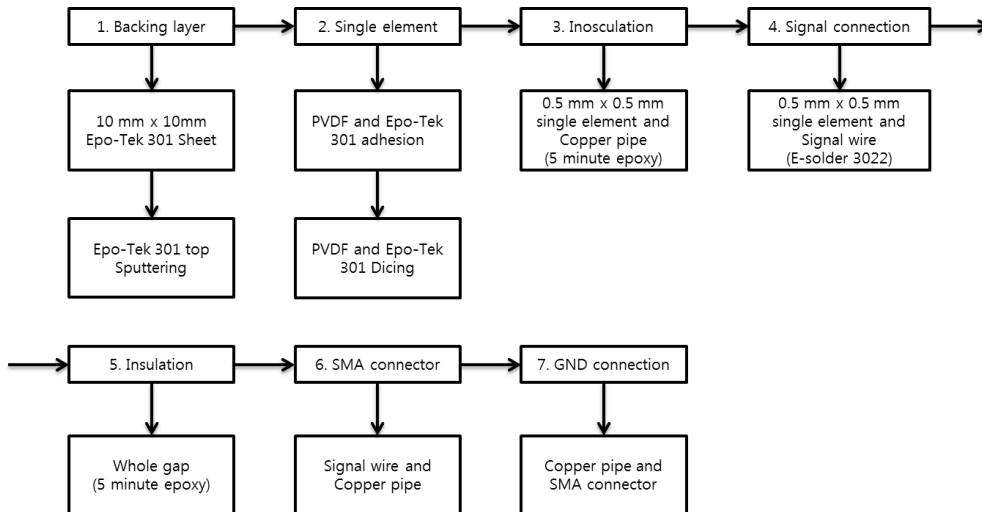


Fig. 5. Flow diagram describing the fabrication procedure for the IVPA receive transducer.

용 변환기는 -6 dB 빔 폭을 측정하여 해상도를 예측 하나, IVPA 수신 변환기는 레이저 에너지에 의해 발생된 광음향 신호를 수신하기 때문에 -3 dB 빔 폭을 측정하였다. Fig. 3(a)는 1 mm 깊이에서의 PSF이며, 자연집속 깊이 이전 깊이라 빔이 완전히 집중되어 있지 않음을 알 수 있다. 그러나 PSF의 형태를 보았을 때 이 지점에서 돌아오는 신호를 수신하여 영상을 형성하기에 문제가 없으며, -3 dB 빔 폭이 320 μm로 원하는 수준의 해상도를 제공할 수 있음을 알 수 있다. 이와 달리 자연집속 시작 깊이인 2.72 mm와 그 이후 깊이인 5mm에서 형성되는 PSF은 빔 집중이 잘 이루어져 있음을 알 수 있었으며, -3 dB 빔 폭 역시 동

일하게 240 μm를 유지하고 있음을 확인할 수 있었다.

PzFLEX와Field II 시뮬레이션 결과를 바탕으로 9 μm 두께의 PVDF를 0.5 × 0.5 mm 크기의 구경으로 제작하고, Epo-Tek 301 물질을 흡음층 물질로 사용하여 IVPA 수신 변환기를 설계하였다. Fig. 5는 제작하고자 하는 IVPA 수신 변환기의 최종 설계도이다.

2.2. 변환기 제작

Fig. 4에 나타난 동관의 외경은 1 mm이하이며, 변환기의 접지 및 지지대 역할을 한다. PVDF 필름 양면은 금이 400 nm 두께로 증착이 되어있다. 광음향 신호를 수신하기 위해서는 PVDF 한쪽 면은 신호선에 다

른 면은 신호 접지에 연결해야만 한다. 이후 Epo-Tek 301을 이용한 흡음층과 정합과정을 거치게 된다. 최종 변환기 구경이 매우 작아 이러한 신호 연결 및 흡음층과 정합과정이 용이하지 않아 제작에 어려움이 있다. 본 연구에서는 이러한 문제를 극복하기 위해 다음과 같은 제작 공정을 개발하였다.

먼저 Epo-Tek 301을 이용하여 흡음층을 제작한다. 여기서 흡음층의 넓이는 10 × 10 mm로 필요한 넓이보다 넓게 제작한다. 제작된 흡음층의 한쪽 표면에 크롬과 금을 각각 500과 2000 Å 두께로 증착하여 전극을 입힌다. 이후 양면에 금이 증착된 PVDF 필름을 0.5 × 10 mm로 절단을 한 후 흡음층에 접착을 한다. 여기서 0.5 × 10 mm의 넓이를 갖는 PVDF 필름을 여러 장 만들 수 있으며, 제작된 흡음층에 이러한 PVDF 필름을 여러 장 붙일 수 있다. PVDF 필름이 접착된 흡음층을 1 × 0.5 mm로 절단을 한다. 이 경우 흡음층에 접착되어 있는 PVDF 필름은 0.5 × 0.5 mm의 넓이를 갖게 되며, 이렇게 흡음층에 접착된 PVDF 필름을 여러 장 제작할 수 있다. 현재 PVDF의 한쪽 면과 크롬과 금이 증착된 흡음층의 표면이 전기적으로 연결되어 있으며, 크롬과 금이 증착된 흡음층의 표면의 일부분이 0.5 mm 길이로 나와 있어 이 부분에 신호 전선을 연결하여 PVDF에 전기 신호를 송수신할 수 있게 된다.

원하는 크기로 절단한 PVDF 모듈은 먼저 5분 에폭시를 이용하여 동관의 끝 부분에 고정 시킨 뒤 전도성 에폭시인 E-solder 3022를 사용하여 신호선과 크롬과 금이 증착된 흡음층을 연결한다. 그리고 신호선의 절연을 위해 동관의 비어 있는 부분을 5분 에폭시로 채워 준다. 신호 접지의 역할은 동관이 하게 되며, 최종적으로 PVDF의 표면을 크롬과 금을 각각 500과 2000 Å 두께로 증착하여 동관과 연결해 줌으로써 신호 접지가 가능하게 한다. 제작 과정 중에서 주의할 점으로 접지 연결에 있어 크롬과 금을 증착시키기 전에 접지 역할을 할 PVDF의 표면과 신호선 연결 부분을 5분 에폭시로 절연을 잘 해줘야 한다. 그렇지 않으면 접지 연결을 위한 크롬과 금 증착 때 신호와 접지가 연결되어 합선되기 때문이다.

실제 IVPA 수신 변환기에서는 신호선과 접지선을 카테터 안쪽을 통하여 최종 시스템 연결 커넥터를와

연결이 되나, 본 연구에서는 제작한 변환기 특성 분석을 위해 긴 동관을 사용하였고, SMA 커넥터의 신호 부분을 변환기의 신호선과 SMA 커넥터의 접지 부분을 동관과 각각 연결하여 신호 송수신이 가능하도록 하였다. 최종적으로 제작된 IVPA 수신 변환기의 전체 외형 및 확대된 변환기의 구경 사진을 Fig. 4에 나타내었다.

III. 제작된 변환기의 특성 평가 결과 및 고찰

제작된 변환기의 주파수 특성을 평가하기 위해 펄스-에코 응답실험을 실시하였다. Fig. 6과 같이 탈이온수가 담긴 수조에 평탄하고 두꺼운 반사판 넣고, 제작한 변환기를 반사판과 수평이 되도록 위치시켰다. 변환기와 반사판의 거리는 대략 2 mm가 되도록 하였다. UTEX 340 펄스-리시버(UTEX Scientific Instruments Inc, Ontario, Canada)를 이용하여 제작한 변환기를 진동 시킨 후 반사판에서 돌아오는 초음파 신호를 측정하였다. 이를 위해 펄스-리시버에서 100 V 전압을 갖는 2 ns 길이의 전기신호를 발생하여 변환기에 전달하였으며, 수신한 초음파 신호는 펄스-리시버에서 40 dB만큼 증폭시켰다. 측정된 신호는 디지털오실로스코프(DPO7054, Tektronics Inc, Beaverton, OR, USA)를 이용하여 데이터 파일로 저장한 후 MATLAB을 이용하여 제작한 변환기의 펄스-에코 응답과 그 주파수 스펙트럼을 구하였다. Fig. 7에 실험을 통해 획득한 결과를 나타내었다. 참고로 Fig. 7(a)에 나타난 펄스-에코 응답에서 낮은 주파수의 잡음이 함께 존재함을 보이는데, 이는 제작한 변환기

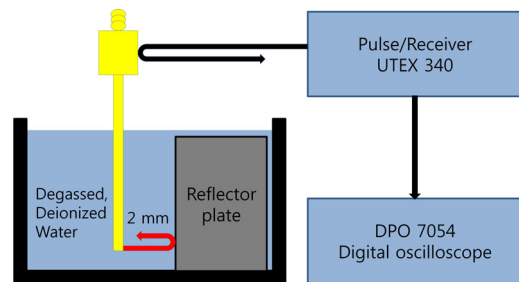


Fig. 6. Experimental arrangement to measure the pulse-echo response of the IVUS transducer.

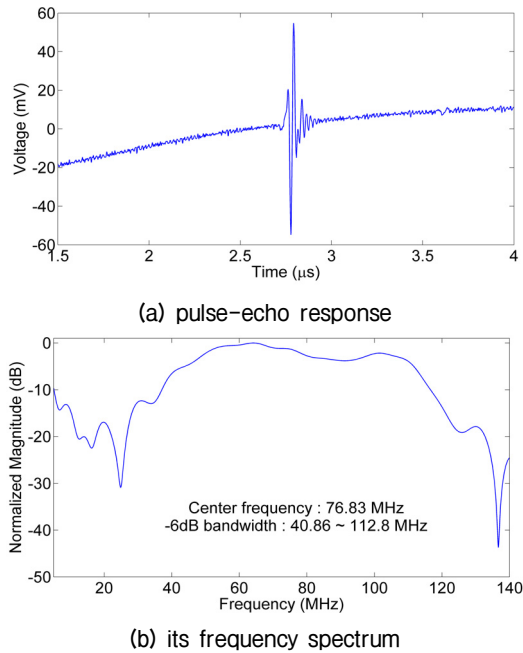


Fig. 7. Results of the pulse-echo test with the finished PVDF-based IVPA receive transducer.

의 특성이 아니라 실험에 사용한 펄스 리시버의 전기적 특성으로 인한 것이다.

펄스-에코 신호의 주파수 스펙트럼 분석을 통해 제작한 IVPA 수신 변환기의 -6 dB 대역폭이 40.86 ~ 112.8 MHz이며, 중심주파수가 76.83 MHz임을 알 수 있었다. 즉, 중심주파수대비 대역폭이 93.64%로 제작한 변환기가 고주파수, 광대역 특성을 가지고 있음을 확인할 수 있었다. 이 측정 결과는 사실 PzFLEX 시뮬레이션 결과와 상이한 것처럼 보인다. 즉, PzFLEX 시뮬레이션에서는 -6 dB 대역폭이 25 ~ 97 MHz이며 중심주파수가 61.27 MHz이었다. 이는 PVDF의 특성 상 흡음층의 음향 임피던스가 PVDF의 음향 임피던스보다 클 경우 반파장 진동과 더불어 0.25 파장 진동이 함께 일어나 제작한 변환기의 중심주파수가 증가했다고 생각할 수 있다.^[12] Fig. 7(b)를 살펴보면 이를 명확히 이해할 수 있다. 주파수 스펙트럼의 크기가 최대가 되는 주파수는 대략 60 MHz 근방이며, 이후 천천히 감소하다가 100 MHz 근방에서 다시 증가하는 경향을 보이고 있다. 즉, PzFLEX 시뮬레이션 결과에서처럼 60 MHz 근방이 반파장 진동이 일어나는 부분이며, 120 MHz 근방이 0.25 파장 진동이 일어나는 부분임을 알 수 있으며, 펄스-에코 응답실험 시 때

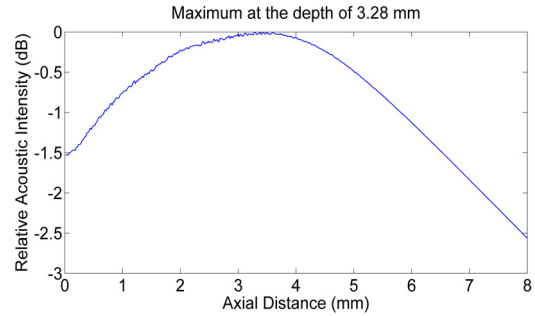


Fig. 8. Acoustic intensity of the PVDF-based IVPA receive transducer developed in this study, which was calculated by a Field II simulator.

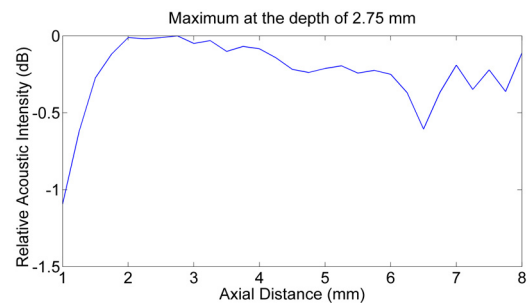


Fig. 9. Measured acoustic intensity of the developed PVDF-based IVPA receive transducer along the axial direction.

질에서의 주파수 의존 감쇠에 의해 100 MHz 근방으로 0.25 파장 진동 부분이 나오는 것으로 이해할 수 있다.

중심주파수 및 대역폭의 변화는 제작한 IVPA 수신 변환기가 자연집속을 수행하기 시작하는 깊이의 변화를 가져온다. 이러한 변화를 간접적으로 살펴보기 위해 중심주파수가 76.83 MHz 일 때 축방향으로의 음향강도를 Field II 시뮬레이션을 통해 확인해보았으며, 그 결과를 Fig. 8에 나타내었다. 예상한 바대로 자연집속이 시작되는 깊이가 3.28 mm로 증가됨을 알 수 있다. 그러나 DOF는 8mm 이상으로 증가되어 있으며, 그림으로 나타내지는 않았지만 1 ~ 5 mm 깊이에서의 PSF은 중심주파수가 61.27 MHz일 때와 동일함을 보인다. 다만 -3 dB 빔 폭의 경우 1 mm 깊이에서 360 μm으로 40 μm 정도 증가되었다. 하지만 3.28 mm 깊이와 5 mm 깊이에서는 전과 동일하게 -3 dB 빔 폭이 240 μm를 유지하고 있음을 확인할 수 있었다.

Field II 시뮬레이션 결과를 제작한 변환기의 축방향 음향강도를 측정함으로써 확인하였으며, 그 결과

를 Fig. 9에 나타내었다. 실험을 위해 반사판을 변환기에서 1 mm 떨어진 깊이에서부터 0.25 mm 간격으로 움직이며 펄스-에코 신호를 획득하여 음향강도를 측정하였다. 여기서 음향강도는 물에서의 감쇠를 보상한 값이다. Fig. 9를 보면 2.75 mm 근방에서 가장 큰 음향강도가 나타남을 알 수 있다. 이것은 앞서 살펴본 Eq.(1)과 Field II 시뮬레이션 결과(Fig. 8)에서 얻은 최대 음향강도 깊이인 3.28 mm 보다는 낮은 깊이에서 제작한 변환기의 최대 음향강도가 발생함을 의미한다. 그 이유는 제작하는 과정에서 5분 에폭시로 절연을 할 때 PVDF 필름 위로 5분 에폭시가 올라와있는 것을 Fig. 4에서 확인할 수 있는데, 이는 제작된 변환기의 실제 구경이 작아지는 결과를 초래하여 자연집속 시작깊이가 낮아진 것으로 판단된다.

본 연구에서 효율적인 광음향 신호 수신을 위한 PVDF 기반의 IVPA 변환기를 제작하였으나, 특성평가는 변환기의 송수신 특성을 나타내는 펄스-에코 응답실험을 통해 수행하였다. 이는 제작한 변환기의 높은 동작 주파수 및 광대역 특성으로 인해 수신 특성만 따로 분리하여 평가할 수 없어 간접적인 방법을 이용한 것이다. 하지만 일반적으로 변환기의 송신 및 수신 임펄스 응답은 비슷한 모양을 갖는다고 가정하기 때문에 펄스-에코 응답실험을 통해 수신 효율은 정확하게 평가할 수 없으나 광음향 영상의 공간해상도를 결정하는 변환기의 수신 주파수 특성은 펄스-에코 응답실험 결과와 일치한다고 할 수 있다.

IV. 결 론

본 논문에서는 고주파수 및 광대역 특성을 갖는 혈관내 광음향 수신 변환기를 PVDF 물질을 이용하여 설계, 제작 및 특성평가 결과를 보였다. 제작한 혈관내 광음향 수신 변환기의 구경은 혈관 크기를 고려하여 0.5×0.5 mm로 하였으며, 최종 변환기의 최대 직경은 1 mm 이하가 되도록 설계하고 제작하였다. 펄스-에코 응답 실험을 통해 제작된 변환기는 -6 dB 대역폭이 40.1 ~ 112.8 MHz이며, 중심 주파수가 76.83 MHz인 고주파수 및 광대역 변환기라는 것을 확인하였다.

앞서 전술하였듯이 본 연구의 목적은 죽상동맥경

화증 진단에 사용될 초음파 및 광음향 융합변환기 개발에 앞서 PVDF 물질을 이용해 혈관내 광음향 수신 변환기를 먼저 제작하고 특성을 평가함으로써 초음파/광음향 융합변환기 제작에 있어 PVDF 물질을 사용할 수 있는지에 대한 고찰이었다. 실험 결과를 바탕으로 PVDF 물질을 이용하여 초음파 및 광음향 융합 영상에 적합한 광대역 특성을 갖는 혈관내 광음향 수신 변환기 제작이 가능함을 확인할 수 있었다. 향후 레이저 에너지를 전달할 수 있는 광섬유와 융합된 초음파 및 광음향 융합변환기를 PVDF 물질을 이용하여 개발하여 초음파 및 광음향 융합 영상이 죽상동맥경화증 진단에 있어서 얼마나 유용한지를 실험적으로 살펴볼 예정이다.

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 프 로브 기술 개발]의 지원을 받아 수행되었음.

References

1. B. D. MacNeill, H. C. Lowe, M. Takano, V. Fuster, and I. -K. Jang, "Intravascular modalities for detection of vulnerable-plaque: current status," *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.* **23**, 1333-1342 (2003).
2. T. Sawada, J. Shite, H. M. Garcia-Garcia, T. Shinke, S. Watanabe, H. Otake, D. Matsumoto, Y. Tanino, D. Ogasawara, H. Kawamori, H. Kato, N. Miyoshi, M. Yokoyama, P. W. Serruys, and K. Hirata, "Feasibility of combined use of intravascular ultrasound radiofrequency data analysis and optical coherence tomography for detecting thin-cap fibroatheroma," *Eur. Heart J.* **29**, 1136-1146 (2008).
3. J. C. Yin, H. C. Yang, X. Li, J. Zhang, Q. Zhou, C. H. Hu, K. K. Shung, and Z. P. Chen, "Integrated intravascular optical coherence tomography ultrasound imaging system," *J. Biomed. Opt.* **15**, 010512 (2010).
4. X. Li, J. Yin, C. H. Hu, Q. Zhou, K. K. Shung, and Z. Chen, "High-resolution coregistered intravascular imaging with integrated ultrasound and optical coherence tomography probe," *Appl. Phys. Lett.* **97**, 133702 (2010).

5. H. C. Yang, J. C. Yin, C. H. Hu, J. Cannata, Q. Zhou, J. Zhang, Z. Chen, and K. K. Shung, "A dual-modality probe utilizing intravascular ultrasound and optical coherence tomography for intravascular imaging application," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control.* **57**, 2839-2843 (2010).
6. J. Yin, X. Li, J. Jing, J. Li, D. Mukai, S. Mahon, A. Edris, K. Hoang, K. K. Shung, M. Brenner, J. Narula, Q. Zhou, and Z. Chen "Novel combined miniature optical coherence tomography ultrasound probe for in vivo intravascular imaging," *J. Biomed. Opt.* **16**, 060505 (2011).
7. B. Wang, J. L. Su, A. B. Karpouk, K. V. Sokolov, R. W. Smalling, and S. Y. Emelianov, "Intravascular photoacoustic imaging," *IEEE J. Quantum. Electron.* **16**, 588-599 (2010).
8. 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," *Appl. Phys. Lett.* **99**, 153702 (2011).
9. J. Kang, E. -K. Kim, G. R. Kim, C. Yoon, T. -K. Song, and J. H. Chang, "Photoacoustic imaging of breast microcalcifications: a validation study with 3-dimensional ex vivo data and spectrophotometric measurement," *J. Biophotonics*. DOI 10.1002/jbio.201300100 (2013).
10. W. Wei, X. Li, Q. Zhou, K. K. Shung, and Z. Chen, "Integrated ultrasound and photoacoustic probe for co-registered intravascular imaging," *J. Biomed. Opt.* **16**, 106001 (2011).
11. X. Li, W. Wei, Q. Zhou, K. K. Shung, and Z. Chen, "Intravascular photoacoustic imaging at 35 and 80 MHz," *J. Biomed. Opt.* **17**, 106005 (2012).
12. 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.* **47**, 1363-1371 (2000).

저자 약력

▶ 이 준 수 (Junsu Lee)



2010년 2월: 강원대학교 전자정보통신공학부(학사)
 2013년 2월: 서강대학교 바이오융합기술협동과정(석사)
 2013년 3월 ~ 현재: 서강대학교 전자공학과 박사과정
 <관심분야> 의료용 초음파 및 광음향 영상용 변환기 설계 및 제작, 융합 의료 영상 기술

▶ 장 진 호 (Jin Ho Chang)



2000년 2월: 서강대학교 전자공학과(학사)
 2002년 2월: 서강대학교 전자공학과(석사)
 2007년 12월: University of Southern California, Biomedical Engineering(박사)
 2010년 ~ 현재: 서강대학교 서강미래기술연구원/바이오융합전자공학과 부교수
 <관심분야> 광음향 영상 및 임상응용, 고주파수 초음파 영상 및 시스템, 초음파 변환기 설계 및 제작, 융합의료영상 및 치료 기술