

압전고분자 초음파 트랜스듀서와 생의학적 응용

Piezoelectric Polymer Ultrasound Transducers and Its Biomedical Applications

하강렬*[†], 曹永剛*

Kang-Lyeol Ha*[†] and Yonggang Cao*

초 록 PVDF와 P(VDF-TrFE)로 대별되는 압전고분자는 종래의 대표적인 압전재료인 PZT에 비해 전기음향변환효율이 떨어지며 내부손실이 큰 단점은 있으나, 음향임피던스가 물 또는 생체와 비슷하고 수신효율이 우수하며 광대역 특성을 나타내는 등의 장점을 가진 재료이다. 또한 다른 압전재료에 비해 얇은 막으로의 제작이 쉽고, 그 막은 유연하므로 복잡한 곡면을 갖는 고주파 초음파 트랜스듀서 재료로 유용하다. 그러한 특성은 생의학적 응용에 적합한바, 다양한 형태의 초음파 트랜스듀서가 연구 개발되어져 왔다. 본 논문에서는 먼저, 압전고분자막을 이용하여 초음파 트랜스듀서를 설계 제작하는데 있어서 고려해야할 몇 가지 주요사항을 기술하고, KLM 모델을 사용한 해석을 통하여 그 고려사항들이 트랜스듀서의 동작에 미치는 영향을 파악하였다. 다음으로, 의학적 또는 생물학적 응용을 목적으로 초음파 영상을 얻고 있는 몇몇 주요 응용분야에서 사용되는 압전고분자 트랜스듀서의 구조와 그것을 이용하여 얻은 영상의 특징에 대하여 간략히 해설하였다.

주요용어: 압전고분자, PVDF, P(VDF-TrFE), 초음파 트랜스듀서, 초음파 영상

Abstract PVDF(poly vinylidene fluoride) and P(VDF-TrFE)(poly vinylidene fluoride-tetrafluoroethylene) are the typical piezoelectric polymers with unique properties. Even they are inferior to conventional piezoelectric ceramics PZT in electromechanical conversion efficiency and interior loss, though they are superior in receiving sensitivity and frequency bandwidth. Their acoustic impedances are relatively close to water or biological tissue and it is easier to make thin film than other piezoelectric materials. Futhermore, the film is so flexible that it is easy to attach on a complex surface. Those properties are suitable for the ultrasound transducers which are useful for medical and biological application, so that various types of polymer transducers have been developed. In this paper, several important considerations for design and fabrication of piezoelectric polymer transducers were described and their effect on the transducer performance were demonstrated through the KLM model analysis. Then, it was briefly reviewed about the structures of the polymer transducers developed for obtaining images as well as the characteristics of the images in several important medical and biological application fields.

Keywords: Piezoelectric Polymer, PVDF, P(VDF-TrFE), Ultrasound Transducer, Ultrasonic Image

1. 서 론

고분자 중합체(polymer)인 PVDF(poly vinylidene fluoride)에서의 압전성이 1969년 Kawai[1]에 의해 발견된 이후 새로운 압전고분자 재료의 개발 및

그 재료를 이용한 각종 디바이스의 개발에 관한 연구가 활발히 수행되어져 왔다. 압전고분자는 종래의 대표적인 압전재료인 PZT(lead zirconate titanate) 세라믹에 비해 전기기계결합계수가 작고, 유연적, 기계적 손실이 큰 단점이 있다. 그러나

압전응력정수(g 정수, ‘압전전압정수’라고도 함)가 커서 수신효율이 우수하며, 음향임피던스가 작고 광대역 특성을 나타내는 장점이 있다. 또한 부서지기 쉬운 다른 압전재료에 비해 얇은 막으로의 제작이 쉽고, 그 막은 유연하므로 요면(凹面) 등 복잡한 곡면에의 적용이 보다 용이하다. 그러한 압전고분자의 우수한 수신효율과 광대역 특성 때문에 수중 청음기나 초음파 파워측정용 압전재료로서는 오래전부터 사용되어져 왔다[2-4]. 의학적 응용 측면에서 보면 압전고분자는 음향임피던스가 생체에 가깝기 때문에 별도의 정합층이 없어도 쉽게 음향에너지가 전파시킬 수 있으며, 또한 광대역 특성 때문에 짧은 펄스를 발생시키므로 공간분해능이 높은 단층상을 얻을 수 있다. 따라서 의료용 소노그래피 장치에 유용하며, 특히, VHF(very high frequency) 대역의 높은 주파수를 사용하는 UBM(ultrasound biomicroscopy)이나 최근 크게 각광받고 있는 PAM(photoacoustic microscope) 및 PAT(photoacoustic tomography), 그리고 IVUS (intravascular ultrasound)에 적용하기에 적합하다 [5-10].

일반적인 초음파 트랜스듀서와 마찬가지로 압전고분자 초음파 트랜스듀서를 설계, 제작하는데 있어서는 먼저 사용목적이 송신용, 수신용 또는 송수신겸용 중 어떤 용도에 해당하는지와 단일소자인지 배열인지를 정하고, 그에 따른 형태와 크기를 설정하게 된다. 다음으로 어떤 고분자 재료를 사용할 것인지와 중심주파수 및 대역폭을 정한 후, 치수를 포함하는 구체적인 구조를 설계하게 된다. 그리고 설계된 구조에 대해서는 KLM이나 Mason 등가회로 모델, 또는 PiezoCAD, PZFlex 등의 소프트웨어를 사용하여 시뮬레이션하고, 원하는 특성이 얻어지면 제작에 착수하게 된다. 초음파 트랜스듀서의 기본구조는 배면층/압전층/정합층으로 대별되는데, 감쇠가 큰 압전고분자의 경우, 전극, 배면층, 그리고 각 층간에 존재하는

접합층 등이 트랜스듀서의 성능에 미치는 영향은 종래의 압전세라믹 PZT와는 크게 다르다. 따라서 본 논문에서는, 먼저, 압전고분자를 이용하여 초음파 트랜스듀서를 설계 제작하는데 있어서 필요한 주요 고려사항으로서, 1) 압전재료의 선택, 2) 전극의 영향, 3) 방사면적에 따른 동작 특성, 4) 배면체에 따른 동작 특성, 5) 접합층의 영향 등에 대해 개괄적으로 기술한 후, KLM 등가회로 모델[11]을 사용한 해석을 통하여 그들이 트랜스듀서의 동작에 미치는 영향을 파악하였다. 다음으로, 의학적 또는 생물학적 응용을 목적으로 초음파 영상을 얻고 있는 UBM, PAM/PAT 및 IVUS 분야에서 사용되는 압전고분자 트랜스듀서의 구조와 그것을 이용하여 얻은 영상의 특징에 대하여 간략히 해설하였다.

2. 압전고분자 트랜스듀서 설계 및 제작상의 고려사항

2.1. 압전재료의 선택

Table 1에 압전고분자 PVDF와 P(VDF-TrFE) (poly vinylidene fluoride-trifluoroethylene)의 주요특성을 압전세라믹 PZT-4와 비교하여 나타내었다. 압전고분자는 g 정수가 크기 때문에 수신용으로 우수하나 압전변형정수(d 정수)가 작아 파워를 요구하는 송신용으로 사용하기에는 적합하지 않다. 그러나 송수신겸용의 경우 $d \times g$ 값에 의한 FOM(figure of merit)에 의해 평가하면 압전고분자는 PZT-4 보다 높은 값을 가짐을 알 수 있다. 따라서 송신용으로만 사용할 경우를 제외하면 압전고분자는 초음파 트랜스듀서용으로 유용한 재료 중의 하나라고 할 수 있다.

분자식이 CH_2CF_2 인 PVDF는 160~180°C의 온도에서 녹는데, 그 용융상태에서 결정화되면 단사정계의 C_{2h} 에 속하는 α 상이 되어 압전성을 나타

Table 1 Physical constants of piezoelectric materials for ultrasound transducer[14]

	Piezoelectric constants		Coupling factor k_t	Dielectric constant $\epsilon_{33}^S/\epsilon_0$	Dielectric loss tangent δ_c	Acoustic impedance z [Mrayl]
	d_{33} [C/N]	g_{33} [Vm/N]				
PZT-4	-123×10^{-12}	25×10^{-3}	0.51	1400	0.02	34.5
PVDF	12.5×10^{-12}	-320×10^{-3}	0.20	6.2	0.25	4.02
P(VDF-TrFE)	25.0×10^{-12}	-380×10^{-3}	0.30	6.0	0.15	4.51

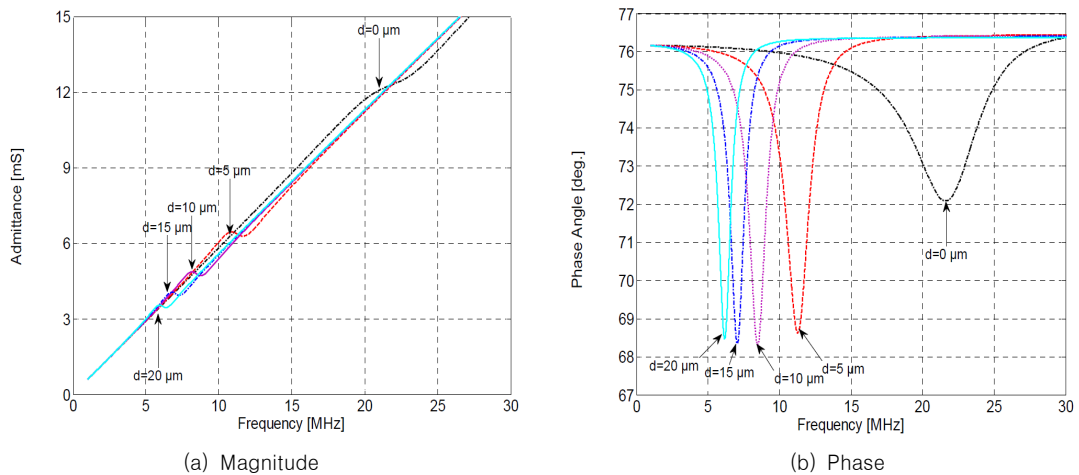


Fig. 1 Admittance variation with electrode thickness of a PVDF piezoelectric polymer film (radiation area; $A = 1.0 \text{ cm}^2$, polymer thickness; $d = 52 \mu\text{m}$, electrode; Ag)

내지 않는다. 따라서 압전성을 가지도록 하기 위해서는 원래 크기의 4~5배가 되도록 늘어뜨려 사방정계의 C_{2v} 에 속하는 β 상으로 만들어야 하며, 그 후 결정성을 향상시키기 위한 열처리 및 분극처리를 한다. 그러한 과정을 거쳐 만들어지는 PVDF의 두께모드 전기기계 결합계수의 최고 값이 $k_t = 0.2$ 정도로서 $k_t > 0.5$ 인 PZT에 비해 상당히 낮다. PVDF의 낮은 압전성을 개선시키기 위한 연구는 그 압전성이 발견된 직후 시작되었는데, 1980년에 Yagi 등[12]에 의해 보고된 공중합체(copolymer) P(VDF-TrFE)는 단량체(monomer)인 VDF와 TrFE의 성분비에 따라 특성이 달라지는 하나, P(VDF_{0.75}-TrFE_{0.25})의 경우 표 1에서와 같이 $k_t = 0.3$ 에 도달하고 있다[13]. P(VDF-TrFE)는 결정화되면서부터 C_{2v} 의 구조를 가지므로 연신시킬 필요가 없고 압전성이나 유전손실을 비롯한 내부손실 측면에서 PVDF에 비해 우수하나, 영률 및 인장강도가 PVDF 보다 작아 강인하지 못하며, 파열되기 쉽고 유연성이 떨어지는 단점을 가진다. P(VDF-TeFE) (poly vinylidene fluoride-tetrafluoroethylene) 및 나일론 등 기타의 고분자 재료도 압전성을 나타내나 그 특성이 현저히 떨어지므로 현재까지 일반적으로 사용되고 있는 초음파 트랜스듀서용 압전고분자 재료는 PVDF와 P(VDF-TrFE)로 대별된다고 할 수 있다. 따라서 압전고분자 재료로서는 이들 둘 중에서 하나를

선택하게 되는데, 일반적인 두께모드 트랜스듀서 재료로서는 P(VDF-TrFE)가 좋다고 할 수 있다. 그러나 굴곡이 심한 곡면에의 적용 등 기계적인 강인성이나 보다 큰 유연성이 요구되는 경우에는 PVDF가 유리하다.

2.2. 전극의 영향

지금까지 압전고분자 막의 전극으로 사용된 금속재료는 금(Au), 은(Ag), 알루미늄(Al), 니켈(Ni) 등이 있다. 현재 시판되고 있는 압전고분자 막 중 두께가 얇은 막에는 Au나 Al가 증착되어 있는데, 특히, 고주파용인 두께 $10 \mu\text{m}$ 이하의 극히 얇은 막에는 Au 전극이 사용되고 있다.

Au는 그 자체로는 고분자막에 잘 붙지 않으므로 접착성을 향상시키기 위해 먼저 크롬(Cr)을 $100\sim 200 \text{ \AA}$ 정도 형성시킨 후, 그 위에 Au를 $400\sim 600 \text{ \AA}$ 정도 증착시킨다. 따라서 전체적인 두께는 $0.1 \mu\text{m}$ 이하이다. 그러나 두께가 두꺼운 압전막의 경우 스크린 인쇄된 Ag 전극이 주로 형성되어 있는데 그 두께는 최소 수 μm 이며, $10 \mu\text{m}$ 이상인 것이 많다. 전극은 압전체에 대해 부하효과(loading effect)로 나타나 공진주파수를 낮추고, 전기음향변환효율을 떨어뜨리는데, 압전고분자의 경우 압전세라믹에 비해 그 영향이 훨씬 크므로 트랜스듀서 설계시에 주의해야 한다. Fig. 1은 면적 $A = 1.0 \text{ cm}^2$, 두께 $d = 52 \mu\text{m}$

인 PVDF의 양면에 형성된 Ag 전극의 두께가 공기 부하를 갖는 트랜스듀서, 공진기의 공진주파수에 미치는 영향을 KLM 등가회로를 사용하여 구한 것이다. Fig. 1(a)는 어드미턴스 크기, Fig. 1(b)는 위상변화를 나타내며, Fig. 2는 Fig. 1로부터 얻어진 공진주파수의 전극 두께에 따른 변화 모습을 나타낸다. 이들 그림으로부터 전극의 두께에 따라 공진주파수가 급격히 감소하여, 스크린 인쇄로 제작 가능한 최소 두께에 가까운 $5\ \mu\text{m}$ 에서는 전극의 두께를 무시했을 때의 $\lambda/2$ 모드에 의한 공진주파수 21.8 MHz의 약 1/2에 가까운 11.3 MHz로 낮아짐을 알 수 있다. 현재 시판되는 압전막 중에서 가장 얇은 막에 속하는 두께 $9\ \mu\text{m}$ 의 P(VDF-TrFE)에 두께가 $0.1\ \mu\text{m}$ 인 Au 전극이 증착되어 있다면 공기 중에서 진동할 때 중심주파수는 전극의 두께를 무시했을 때에 해당하는 $\lambda/2$ 모드 공진주파수 121.2 MHz로부터 109.5 MHz로 약 10% 정도 낮아진다. 따라서 비록 전극의 두께가 매우 얇다고 하더라도 압전막의 두께가 상대적으로 두껍지 않을 경우에는 그 부하효과를 충분히 고려해야 한다.

2.3. 방사면적에 따른 동작 특성

압전체의 방사면적은 중심주파수에는 무관하나 음향방사파워 및 방사효율을 결정하는 중요한 요소이다. 방사면적은 일차적으로 트랜스듀서의 제동용량을 결정하는 파라미터인데, 유전율이 작고, 유전손실이 큰 압전고분자의 경우 자유임피던스(또는 자유어드미턴스)의 크기는 그 제동용량에 크게 의존한다. L. F. Brown[15]은 압전고분자는 물론, 그 트랜스듀서를 구동하는 전원부와 전선을 포함하는 모든 요소를 방사면적에 의한 용량성 리액턴스의 함수로 나타낸 등가회로를 제시하고, 전원으로부터 최대전력을 공급받기 위한 용량성 리액턴스의 값을 유도하고 있다. 트랜스듀서가 신호발생기에 해당하는 전원부로부터 최대전력을 공급받기 위해서는 전기적인 정합이 필요한데, 압전세라믹과 마찬가지로 용량성인 압전고분자의 경우 유도성인 코일 성분을 직렬 또는 병렬로 연결해야 한다. 그와 같이 정합회로를 사용한 동조형 트랜스듀서의 경우 방사효율은 압전체와 정합회로의 합성임피던스와 전원부의 내부 임피던스와의 상관에 의해 정해진다. 그러나 정합

회로를 사용함에 따라 주파수 대역폭이 좁아지므로, 대역폭을 넓히기 위해 정합회로를 사용하지 않는 비동조형의 경우는 방사면적에만 의존하여 정해지는 전기임피던스와 전원부의 내부 임피던스와의 상관에 의해 방사효율이 결정된다.

Fig. 3은 전극의 두께를 무시한 두께 $d=52\ \mu\text{m}$ 인 PVDF와 P(VDF-TrFE)가 배면체는 공기이며, 물을 부하로 하여 비동조형으로 출력저항 $50\ \Omega$ 의 신호원에 의해 구동될 경우에 방사면적에 따른 삽입손실의 변화를 계산한 결과를 나타낸다. Fig. 으로부터 P(VDF-TrFE)가 PVDF보다 10 dB 이상 삽입손실이 작게 나타남과 함께, 두 고분자 모두 면적 $A=200\sim300\ \text{mm}^2$ 일 때 최소의 삽입손실을 나타내며, 그보다 면적이 작을 때는 임피던스 부정합에 따른 삽입손실이 급격히 증가함을 알 수 있다. 따라서 배열형 트랜스듀서와 같이 방사면적

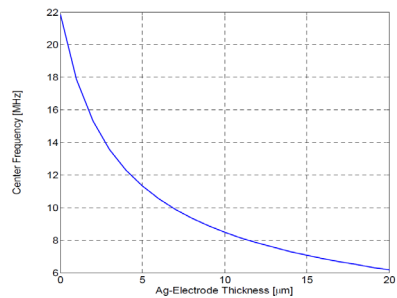


Fig. 2 Center frequency variation with electrode thickness of a PVDF piezoelectric polymer film (radiation area; $A=1.0\ \text{cm}^2$, polymer thickness; $d=52\ \mu\text{m}$, electrode; Ag)

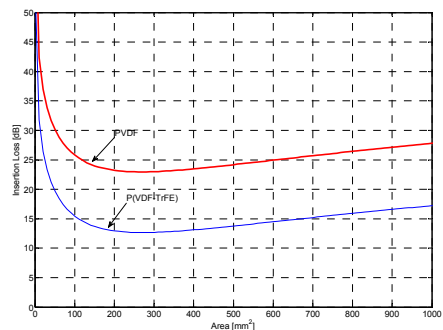


Fig. 3 Variations of insertion losses with the area of radiation surface for a PVDF and a P(VDF-TrFE) piezoelectric polymer films with thickness $d=52\ \mu\text{m}$

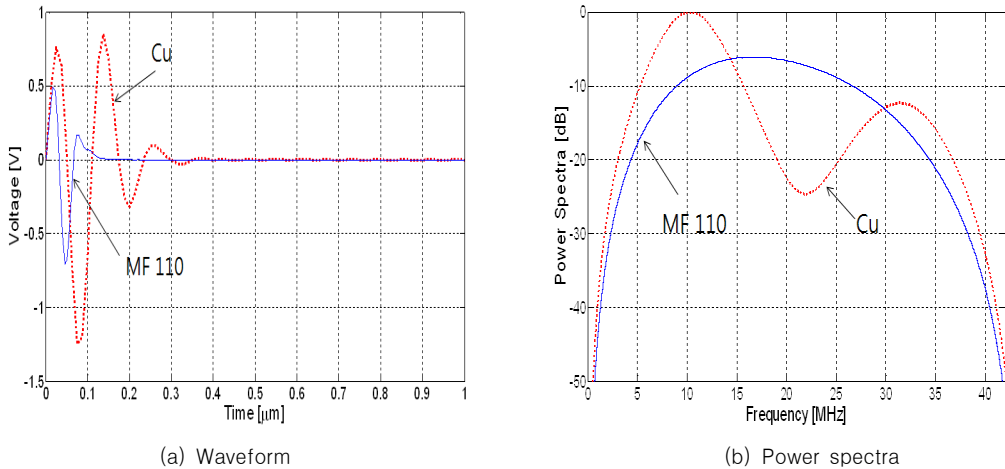


Fig. 4 Variations of waveform and power spectra on backing material for a PVDF piezoelectric polymer film with thickness $d=52 \mu\text{m}$ and area $A=1.0 \text{ cm}^2$.

이 작은 경우에는 전기적 정합회로를 부가한 동조형으로 구동시켜야 한다.

2.4. 배면체에 따른 동작 특성

일반적으로 압전고분자 막을 이용하여 초음파 트랜스듀서를 제작할 때는 그 막을 배면체에 부착하게 되는데, 이 때 동일한 압전막이라고 하더라도 배면체의 종류에 따라 중심주파수, 대역폭 및 삽입손실이 크게 변한다. 초음파단층상을 얻기 위한 트랜스듀서는 광대역이면서 배면체 내에서의 다중반사가 없어야 하므로 음향임피던스가 압전고분자와 유사하면서 감쇠가 큰 재료를 사용해야 한다. 또한 압전고분자와의 접착성이 좋아야 하는데, RF과의 흡수재로 특수하게 제작된 것으로서는 음향임피던스 $z=4.2 \text{ Mrayl}$ 인 상용의 Eccosorb MF110(Emerson & Cuming Microwave Products, Inc.) 등이 적합한 것으로 알려져 있다.

압전고분자는 음향임피던스가 생체와 가깝게 낮는데 그와 유사한 음향임피던스를 갖는 플라스틱 등 폴리머를 배면체로 사용하면 $\lambda/2$ 모드에 가깝게 동작한다. 한편, 같은 두께의 압전막을 이용하여 중심주파수가 낮은 트랜스듀서를 만들거나, 배면층을 전극으로 이용하기 위해서는 그 압전막을 음향임피던스가 큰 Cu나 Al 등의 금속에 부착시켜 사용하면 된다. 이 때 압전막은 $\lambda/4$ 모드에 가깝게 동작하므로 음향임피던스가 작은 경

우의 $\lambda/2$ 모드에 비해 중심주파수가 절반 가까이 낮아진다. 따라서 배면체의 종류에 따라 중심주파수가 변화되는데, Fig. 4는 면적 $A=1.0 \text{ cm}^2$, 두께 $d=52 \mu\text{m}$ 인 PVDF가 Eccosorb MF110와 $z=41.6 \text{ Mrayl}$ 인 Cu의 배면체에 부착되어 물을 부하로 동작할 때의 임펄스 응답 파형 및 그 파워 스펙트럼을 KLM 모델로 구한 것이다. 이 시뮬레이션에서 전극 및 접착층의 영향은 무시되었다. Fig.에서 알 수 있는 바와 같이 배면체의 종류에 따라 파형 및 주파수 응답특성이 크게 달라지는데, Cu의 경우 $\lambda/4$ 모드에 가깝게 동작하며 제3차 고조파가 나타남을 알 수 있다.

2.5. 접착층의 영향

압전고분자 막을 배면체에 접착시킬 때는 점성이 약한 에폭시 등의 접착제를 접합하고자 하는 면에 얇게 도포한 후, 프레스나 지그를 사용하여 압착시킨다. 접착제로는 Epo-Tek(Epoxy Technology, Inc.) 및 Spurr's epoxy (Polysciences, Inc.) 등이 알려져 있다. 이러한 접착방법에 의해 얻어지는 접착층의 두께는 대략적으로 수 μm 이상이다. 접착제는 음향임피던스가 압전고분자와 비슷하므로 $\lambda/2$ 모드로 동작할 때보다 $\lambda/4$ 모드로 동작할 때 그 영향이 더욱 커다. 따라서 그 영향을 없애기 위해서는 접착층의 두께를 압전막 두께보다 매우 얇게 해야 하는데, 초음파 트랜스듀서용의

압전막은 두께가 수~수십 μm 로 얇으므로 현실적으로 접착층의 영향을 무시할 수 없는 실정이다. 따라서 트랜스듀서의 특성을 모델링할 때 그 층의 영향을 충분히 고려해야 한다. L. F. Brown[15]은 100 μm 두께를 갖는 P(VDF-TrFE)를 Al 배면체에 에폭시를 사용하여 부착시켰을 때, 그 에폭시 층의 두께에 따른 펄스에코 응답특성의 변화를 제시하고 있다. 그 결과에 따르면 접착층이 두꺼워짐에 따라 공진주파수 및 펄스에코 신호의 진폭이 감소하고, 접착층의 두께가 압전막과 같은 100 μm 가 되면 $\lambda/2$ 모드로 동작하여 약 6.0 MHz 이하이던 중심주파수가 9.6 MHz로 변한다는 것을 보여주고 있다.

2.6. 기타의 영향

압전고분자 트랜스듀서는 음향정합층이 없어도 물이나 생체로 음향에너지를 효율적으로 방사시킬 수 있다. 그러나 방사효율을 보다 높이기 위한 목적으로, 또는 표면 전극의 보호를 위한 목적으로 절연층이 형성되어 있는 것이 일반적이다. 그 절연층이 정합층이 되기 위해서는 두께가 $\lambda/4$ 이면서 음향임피던스가 트랜스듀서와 생체매질의 기하평균인 $z=2.4\sim 2.6 \text{ Mrayl}$ 이 되어야 한다. 또한 생화학적으로 안정성이 있어야 하는데, 마일러(Mylar)가 비교적 양호한 것으로 알려져 비파괴검사용 등 낮은 주파수의 트랜스듀서에서는 사용되고 있다. 그러나 마일러의 경우 특정의 두께로 만들기 어려우며, 접착제를 사용하여 압전막에 부착시켜야 하는데 접착층의 두께를 무시할 수 있을 정도로 얇게 부착시키기가 쉽지 않다. 따라서 스크래치 등이 생기기 쉬운 약한 물질이지만 진공증착이 가능한 Parylene C를 사용하면 두께 제어를 제어할 수 있고 접착할 필요가 없으므로, 표면을 손상시키지 않고 조심스럽게 사용하는 고주파용 트랜스듀서에는 유용하다.

이상은 트랜스듀서를 구성하는 요소 각각이 개별적으로 트랜스듀서의 동작에 어떤 영향을 가져오는가에 대해 논한 것이다. 그러나 실제의 트랜스듀서는 배면층/접착층/전극/압전막/전극/정합층의 결합된 구조를 가지고 있으므로, 최종적으로는 그 전체적 구조에 대해 모델링한 후 특성을 파악해야 한다. 필자들은 최근 배면층(Cu)/접착층(Epotek 301)/전극(Ag)/압전막(PVDF)/전극(Ag)을

갖는 트랜스듀서를 설계 제작하여 물 부하에서의 동작 특성을 KLM 모델에 의한 시뮬레이션 및 실험으로 파악한 결과, 전극과 접착층이 복합적으로 영향을 미치는 경우 압전막 자체의 $\lambda/4$ 모드에 의한 공진주파수보다 훨씬 낮은 주파수에서 동작하는 것을 알았다[16].

3. 압전고분자 트랜스듀서에 의한 초음파 영상의 생의학적 응용

3.1. 초음파 영상장치에의 도입

1979년 Ohigashi 등[17]은 처음으로 압전고분자를 이용한 초음파 트랜스듀서로 생체조직의 초음파 영상을 얻고 있다. 그들은 PVDF로 만들어진 중심주파수 5 MHz의 단일소자로 된 구각형 트랜스듀서를 이용하여 갑상선 부분의 단층상을 얻었다. 그 트랜스듀서는 두께 100 μm 인 PVDF 막을 얇은 동판에 부착시킨 후, 구각형으로 가공된 플라스틱 배면체에 접착시켜 만든 것이며, 전면에는 PET(polyethylene terephthalate)막을 절연층으로 사용하고 있다.

그 후 그들은 단일소자 트랜스듀서가 갖는 고정초점의 단점을 보완하기 위해 Fig. 5(a)에 나타난 구각형 동심환(annular)배열 트랜스듀서를 설계, 제작하여 Fig. 5(b)에 나타난 갑상선의 영상을 얻고 있다[18]. 그 트랜스듀서는 먼저 양(+) 전극에 해당하는 얇은 동판에 8개의 동심환 패들을 형성시킨 후 P(VDF-TrFE) 압전막을 부착시키고, 그것을 다시 곡률반경 180 mm인 플라스틱 배면체에 접착시켜 제작한 것이다.

압전막의 두께는 60 μm 이며, 중심주파수는 7.5 MHz이다. 이 트랜스듀서의 초점위치는 전자 집속에 의해 160~190 mm에서 10 mm 간격으로 변화되는데, 2차원 단층상을 얻기 위해 기계적으로 섹터 스캔한다. Fig. 5(b)의 우단에는 1 cm의 스케일 바가 나타나 있는데, 표면으로부터 40 mm 이상의 범위까지 측방향 분해능이 1 mm 이내인 것으로 보고하고 있다. Foster 등[19]도 Ohigashi 등과 동일한 시기에 PZT로 송신하고 PVDF로 수신하는, 소위 하이브리드형 트랜스듀서를 제안하고, 그것을 이용하여 추출한 소의 신장에 대한 영상을 얻고 있다.

그들이 제안한 트랜스듀서는 그 후 송신부를

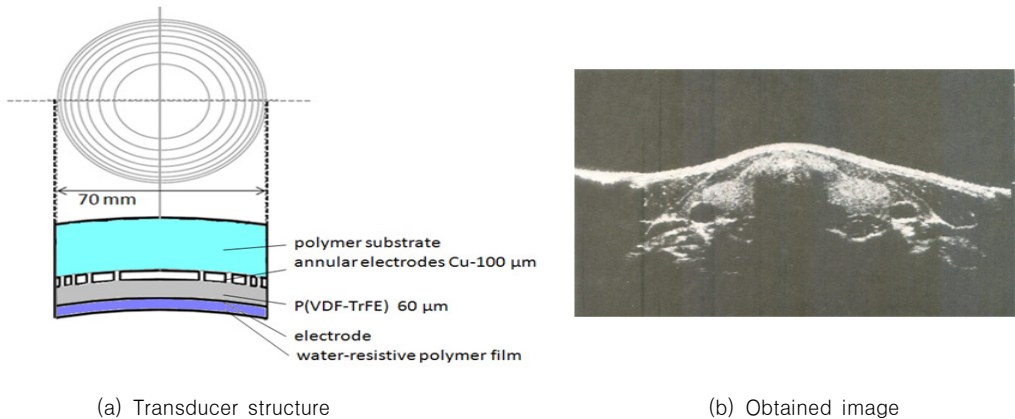


Fig. 5 Structure of the P(VDF-TrFE) concave annular array transducer(a) and obtained B-mode ultrasonic image of the normal thyroid glands by Hashimoto et al.[20]

동심환 배열로 개량한 뒤 여성의 유방을 진단하는 임상용 진단장치로 개발하였으며, 실제 병원에서 사용되기도 하였다[20]. 또한, Foster 등[21]은 1984년에 당시로서는 대단히 높은 주파수인 13 MHz의 중심주파수를 갖는 집속도가 강한 PVDF 구각형 트랜스듀서를 제작하여 C-스캔으로 유방조직의 음속 및 감쇠특성을 나타내는 영상을 얻고 있다. 한편, 선형배열 트랜스듀서에 관한 연구도 1980년대 초부터 시작되었는데, K. Kimura 등[22]은 64개의 P(VDF-TrFE) 압전요소를 갖는 5 MHz의 선형배열 트랜스듀서를 제작, 그 특성을 평가한 후 종래의 소노그래피 장치에 장착하여 간(liver)에 대한 영상을 얻고 있다. 그들은 전술한 바와 같이 압전고분자의 낮은 유전율 때문에 전기적 정합회로를 사용하였는데 그에 따른 대역폭의 감소가 문제임에도 불구하고, P(VDF-TrFE)가 전기음향변환 효율과 분해능이 높은 트랜스듀서를 만드는데 유용함을 보고하고 있다.

3.2. UBM에의 응용

UBM은 VHF 대역의 높은 주파수를 이용하여 분해능이 높은 영상을 얻는 초음파 장치이다. 전술한 바와 같이 압전고분자는 높은 주파수의 초음파를 발생시키는 얇은 막으로의 제작과 곡면에서의 적용이 용이하기 때문에 구각형인 UBM용 트랜스듀서 재료로서 적합하다. 압전고분자 막에 의한 VHF 대역의 주파수를 처음으로 영상에 응용한 것은 M. D. Sherar 등[23]인데, 그들은 낮은

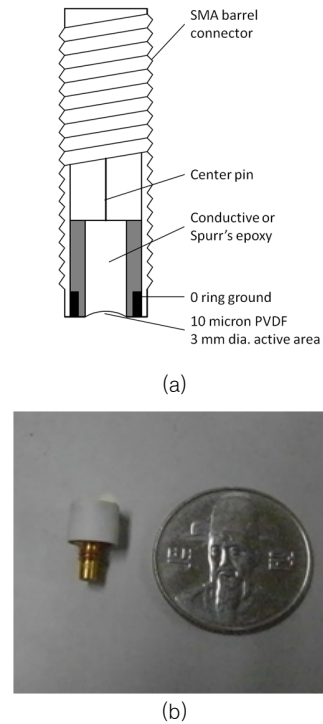


Fig. 6 Structures and a photograph of a sample transducer for UMB, (a) structure of a UBM transducer, (b) fabricated transducer by authors by Foster et al.[24]

음향임피던스를 갖는 배면체에 부착시킨 PVDF 압전막으로 만든 100 MHz의 트랜스듀서를 이용하여 피사 중심을 가진 원형 종양(tumor spheroid)을 대상으로 분해능이 약 800 μm인 C-모드 영상을 얻고 있다. 그 후 그들은 그 트랜스듀서를 개

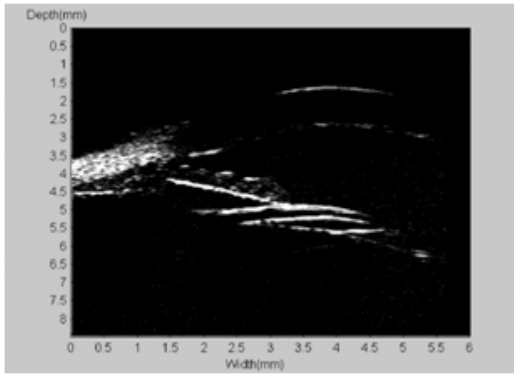


Fig. 7 An example of UBM image by K. A. Sook et al.[28]

량하여 현재와 같은 B-모드 영상을 얻는 UBM 장치에 사용되는 트랜스듀서를 개발하였는데, 그 구조는 Fig. 6(a)에 나타난 바와 같다. 그림에서 알 수 있는 것처럼 그 트랜스듀서는 $10\ \mu\text{m}$ 두께의 PVDF를 일정 곡률반경을 갖는 구각 형태로 형성시킨 다음, 뒷면에 도전성 또는 Spurr 에폭시를 채운 것인데, SMA 컨넥터 크기로서 기계적 섹터 스캐닝에 적합하다. CLI사(Capistrano Labs, Inc.)[25]에서 제작하여 시판하고 있는 트랜스듀서 등 현재 UBM용으로 제작되고 있는 30~50 MHz 대역의 트랜스듀서는 대부분 구조적으로 Fig. 6(a)와 유사하다.

저자들은 $9\ \mu\text{m}$ 두께의 P(VDF-TrFE) 압전막을 이용하여 SMB 컨넥터에 연결된 UBM용 소형 트랜스듀서를 제작한 바 있는데, 그 트랜스듀서의 실물사진은 Fig. 6(b)에 나타난 바와 같으며, 그것에 의해 우수한 초음파 영상을 얻을 수 있었다. 한편, 근년 J. A. Ketterling 등[26]과 E. J. Gottlieb 등[27]은 초점의 위치를 가변시키기 위해 Fig. 5(a)와 유사한 구조를 갖는 40~50 MHz의 UBM용 동심환배열 트랜스듀서를 개발하고 있는데, 그 트랜스듀서들은 먼저 동심환배열 패턴이 형성된 FPCB용의 CCP(copper clad polyimide)에 압전고분자 막을 부착시킨 적층된 막으로 제작되고 있다.

초기의 UBM은 추출한 안구를 대상으로 Fig. 7과 유사한 영상을 획득하는 등 주로 연구수단으로 사용되었는데, Fig. 7에는 각막과 수정체, 홍채 조직이 나타나 있다. 그러나 최근에는 연구용으로는 물론 임상적용이 가능한 장치가 Paradigm Dicon(paradigm medical industries, Inc)[29], Optos사[30] 등에서 시판되고 있다. 따라서 최근 안과분

야에서는 UBM장치를 이용한 녹내장이나 수정체가장자리에 생기는 종양의 진단 등에 대한 연구 및 임상적용 결과가 대단히 활발히 보고되고 있는데, 얻어진 영상은 해상도가 매우 높을 뿐만 아니라 질환 부위가 뚜렷이 식별되고 있다[31,32].

3.3. PAM/PAT에의 응용

PAM과 PAT는 광음향효과를 이용하여 빛이 투과하지 못하는 피하(皮下) 수 mm 깊이까지 존재하는 미세혈관 등 생체조직을 광학현미경에 버금가는 수십 μm 이내의 공간분해능으로 영상화하는 장치이다. 이들 장치는 레이저의 전자기에너지를 흡수한 생체조직이 열팽창에 의해 발생시키는 초음파를 수신하여 영상화하는바, 수신효율이 우수한 트랜스듀서가 요구된다. 특히 광파의 펄스폭이 짧을수록 대역폭이 넓은 초음파가 발생되는데, 수 ns의 광 펄스가 발생시키는 초음파의 대역폭은 100 MHz 이상에 이른다[33]. 영상의 축(axial)방향 공간분해능은 사용하는 초음파 트랜스듀서의 대역폭에 의해 정해지므로 트랜스듀서 재료로서는 광대역 특성을 갖는 압전고분자가 가장 좋다. Fig. 8(a)는 PAM용 트랜스듀서의 한 형태이며, Fig. 8(b)는 그 트랜스듀서를 사용하여 획득한 생쥐 피부의 혈관 분포를 나타내는 영상이다. 이 트랜스듀서는 광섬유를 통하여 전달된 레이저 빔에 의해 생체 시료 내에서 발생한 초음파를 광학렌즈의 한쪽 단면에 부착된 단일소자의 압전고분자가 수신하는 구조로 되어있다. 영상 획득을 위해서는 트랜스듀서가 종래의 기계주사형 초음파현미경과 유사하게 1차원 또는 2차원으로 스캔하면서 A-모드의 신호를 수신하게 된다. 한편 PAT에 사용되는 트랜스듀서는 CT(computed tomography) 기법이 적용되므로 영상의 재구성을 위해서는 여러 경로를 통하여 전달되어온 신호의 수신에 필요하다. 따라서 Fig. 9와 같이 한 개의 소형(이상적으로는 점) 트랜스듀서를 원주상으로 회전시키거나, 또는 원통형이나 구각형 챔버면에 다수의 소형 트랜스듀서를 배열시켜 신호를 수신하는 구조가 현재 주로 사용되고 있다. Fig. 10은 H. F. Zhang 등[35]이 PAT에 의해 구현한 쥐의 피부에 생긴 흑색종(melanoma)에 대한 미세혈관인데, 최근 이와 같이 대단히 높은 해상도를 갖는 3차원의 입체영상이 활발히 보고되고 있다[36,37].

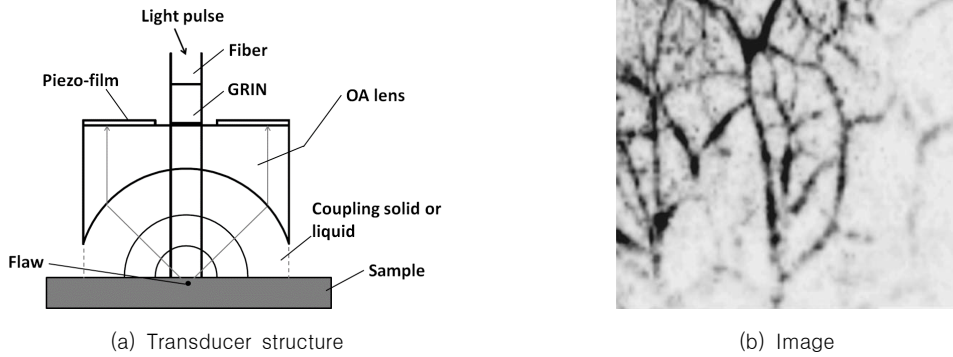


Fig. 8 Structure of a PAM transducer(a) and obtained image of vascular distribution in rat skin(b) by M. Xu et al.[34]

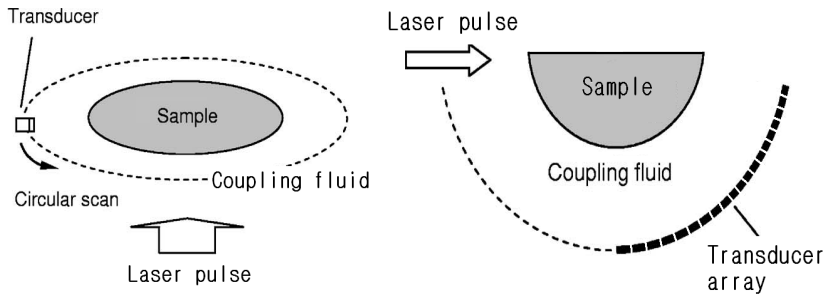


Fig. 9 Transducer positioning for PAT

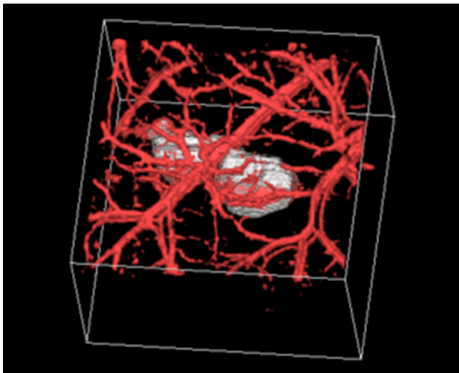


Fig. 10 An example of 3D photoacoustic image of melanoma in vivo by H. F. Zhang et al.[35]

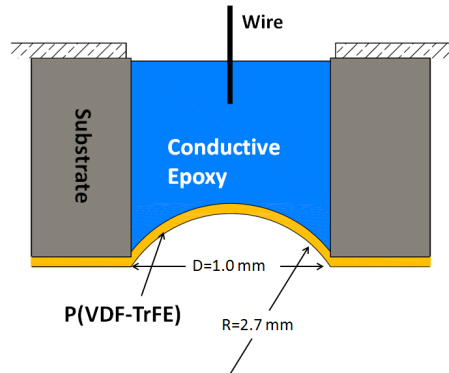


Fig. 11 Structure of IVUS copolymer transducer by C. Chandrana[38]

3.4. IVUS에의 응용

가느다란 가이드 와이어(일반적인 굵기 0.36 mm)로 된 약 2 m 길이의 카테터(catheter)의 끝에 장착하여 혈관 내벽의 영상을 얻는 IVUS용 초음파 트랜스듀서에는 현재 PZT나 PMN-PT 등이 많이 사용되고 있다. 그러나 IVUS의 일반적인 주파수 범위가 20~40 MHz이므로 9~20 μm 두께의 압전

막을 사용하기에 적합한 범위이며, 장착의 용이성으로부터 압전고분자도 유용한 재료 중의 하나로 볼 수 있다. C. Chandrana[38]는 Fig. 11에 나타난 것과 같이 간단한 구조를 갖는 P(VDF-TrFE)로 된 개구크기(aperture) 1 mm, f값 2.7인 하나의 소형 집속 트랜스듀서를 이용하여 두 개의 기본주파수 20 및 40 MHz와 그 각각의 고조파인 40 MHz와 80 MHz를 이용하여 초음파 영

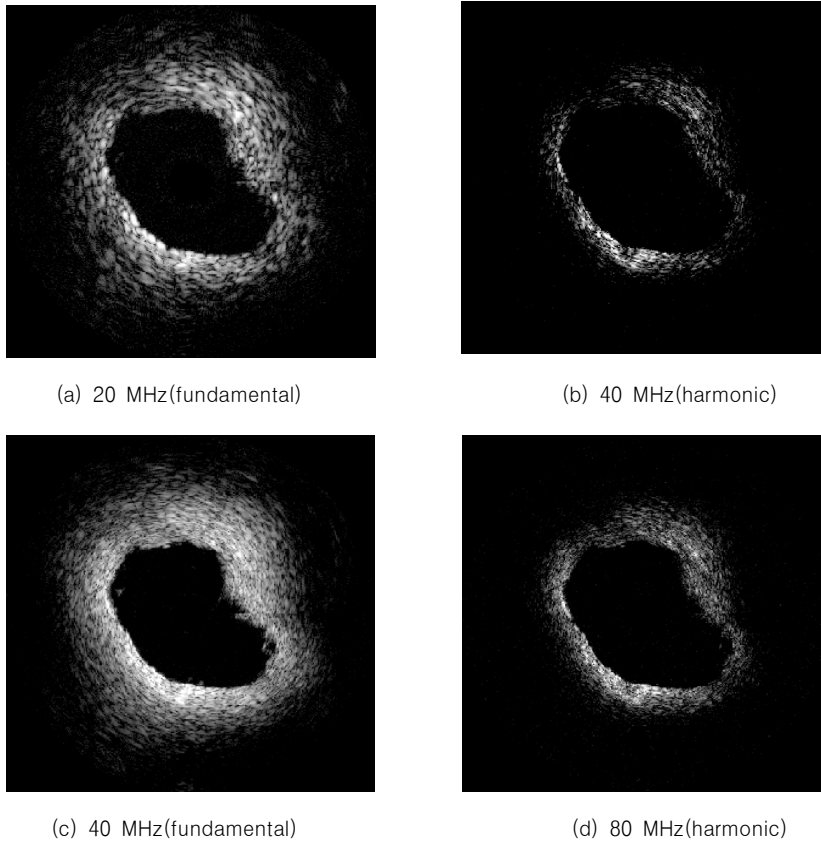


Fig. 12 Intervascular images obtained by using a P(VDF-TrFE) focused transducer by C. Chandrana[38]

상을 얻고 있다. Fig. 12는 인체의 관상동맥을 대상으로 얻은 각각의 주파수에 대한 영상인데, 시판되고 있는 상용의 장치에서 얻은 영상과 비교하여 혈관외피(adventitia)와 매질 사이의 명암(contrast)이 향상된 우수한 영상이 얻어지는 것으로 보고하고 있다.

4. 결론

본 논문에서는 먼저, 압전고분자 막을 이용하여 초음파 트랜스듀서를 설계 제작하는데 있어서 조심스럽게 고려해야 할 사항들, 즉 압전재료, 전극, 방사면적, 배면체, 접합층 등이 트랜스듀서의 동작에 미치는 영향에 대해 KLM 모델을 사용한 해석을 통하여 고찰하였다. 다음으로, 현재까지 의학적 또는 생물학적 응용을 목적으로 초음파 영상을 얻고 있는 몇몇 주요 응용분야, 즉 소노그래피, UBM, PAT/PAM, IVUS 등에서 사용되는

압전고분자 트랜스듀서의 구조와 그것을 이용하여 얻은 초음파영상의 특징에 대하여 간략히 해설하였다. 압전고분자 PVDF 또는 P(VDF-TrFE)로 만들어진 트랜스듀서는 이 논문에서 언급한 것 이외에도 의학 및 생물학 분야에서 다양하게 이용되고 있으며, 그 응용분야가 점차 확대되고 있는 만큼, 금후 국내에서도 이에 관한 많은 연구 개발이 이루어지길 바란다.

참고문헌

- [1] H. Kawai, "The piezoelectricity of Poly (Vinylidene fluoride)," *Jpn. J. Appl. Phys.*, Vol. 8. pp. 975-976 (1969)
- [2] D. G. Shombert, S. W. Smith and G. R. Harris, "Angular response of miniature ultrasonic hydrophone," *Med. Phys.*, Vol. 9, pp. 484-492 (1982)

- [3] P. Lum, M. Greenstein and C. Grossman et al., "High-frequency membrane hydrophone," *IEEE Transactions on UFFC*, Vol. 43, No. 4, pp. 536-544 (1996)
- [4] P. L. Carson, P. R. Fischella and T. V. Oughton, "Ultrasonic power and intensities produced by diagnostic ultrasound equipment," *Ultrasound Med. Biol.*, Vol. 3, pp. 341-350 (1978)
- [5] 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)
- [6] 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, pp. 1-27 (2000)
- [7] T. Dada, R. Gadia, A. Sharma, P. Ichhpujani, S. J., S. Bhartiya and A. Panda, "Ultrasound biomicroscopy in glaucoma," *Surv. Ophthalmol.*, Vol. 56, No. 5, pp. 433-450 (2011)
- [8] M. Xu and L. V. Wang, "Photoacoustic imaging in biomedicine," *Review of Scientific Instrument*, Vvol. 77, pp. 041101-1-22 (2006)
- [9] F. Kong, Y. C. Chen, H. O. Lloyd, R. H. Silverman, H. H. Kim, J. M. Cannata and K. K. Shung, "High-resolution photoacoustic imaging with focused laser and ultrasonic beams," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 94, pp. 033902-1-3 (2009)
- [10] S. Hu and L. V. Wang, "Photoacoustic imaging and characterization of the microvasculature," *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 15, No. 1, pp. 011101-1-15 (2010)
- [11] R. Krimholtz, D.A. Leedom and G.L. Matthaei, "New equivalent circuit for elementary piezoelectric transducers," *Electron. Lett.*, Vol. 6, pp. 398-399 (1970)
- [12] T. Yagi, M. Tatemoto and J. Sako, "Transition behavior and dielectric properties in trifluoroethylene and vinylidene fluoride copolymers," *Polymer Journal*, Vol. 12, No. 4, pp. 209-223 (1980)
- [13] H. Ohigashi and K. Koga, "Ferroelectric copolymers of vinylidene fluoride and trifluoroethylene with a large electromechanical coupling factor," *Jpn. J. Appl. Phys.*, Vol. 21, pp. L455-L457 (1982)
- [14] Q. X. Chen and P. A. Payne, "Industrial applications of piezoelectric polymer transducers," *Meas. Sci. Technol.*, Vol. 6, No. 3, pp. 249-267 (1995)
- [15] L. F. Brown, "Design considerations for piezoelectric polymer ultrasound transducers," *IEEE Trans. on UFFC*, Vol. 47, No. 6, pp. 1377-1396 (2000)
- [16] Yanggang Cao, Kang-Lyeol Ha, Moojoon Kim and Jungsoon Kim, "The influence of bonding layer on the characteristic of piezoelectric polymer transducer," *IEICE Technical Report*, Vol. 112, No. 186, pp. 33-36 (2012)
- [17] H. Ohigashi, T. Nakanishi, T. Itoh, M. Suzuki and R. Omoto, "Study on piezoelectric polymer transducers for high resolution ultrasound imaging," *Proc. World Fed. Ultrasound Med. Biol.*, p. 376 (1979)
- [18] N. Hashimoto, T. Miya, K. Yoneya, A. Ando and H. Ohigashi, "High resolution ultrasound imaging using a large aperture annular array transducer of P(VDF-TrFE) copolymer," *Acoustical Imaging*, Vol. 17, pp. 561-570 (1988)
- [19] F. S. Foster and J. W. Hunt, "Improved ultrasonography by means of cylindrical transducers," *Proc. World Fed. Ultrasound Med. Biol.*, p. 402 (1979)
- [20] E. K. Fishell, F. S. Foster, T. Connors, M. Khodai, K. Harasiewicz and J. W. Hunt, "Clinical performance of a cone/annular array hybrid ultrasound breast scanner," *J. Ultrasound Med. Biol.*, Vol. 16, pp. 361-374 (1990)
- [21] F. S. Foster, M. Strban and G. Austin, "The ultrasound microscope: Initial studies of breast

- tissue," *Acoustical Imaging*, Vol. 6, pp. 243-261 (1984)
- [22] K. Kimura, N. Hashimoto and H. Ohigashi, "Performance of a linear array transducer of vinylidene fluoride trifluoroethylene copolymer," *IEEE Trans. on Sonics and Ultrason.*, Vol. SU-32(4), pp. 566-573 (1985)
- [23] M. D. Sherar, M. B. Noss and F. S. Foster, "Ultrasound backscatter microscopy images the internal structure of living tumour spheroids," *Nature*, Vol. 330, pp. 493-495 (1987)
- [24] M. Sherar and F. S. Foster, "The design and fabrication of high frequency poly(vinylidene fluoride) transducers," *Ultrason. Imag.*, Vol. 11, pp. 75-94 (1989)
- [25] <http://www.capolabs.com>.
- [26] J. A. Ketterling, O. Aristizabal, D. H. Turnbull and F. L. Lizzi, "Design and fabrication of a 40-MHz annular array transducer," *IEEE Transactions on UFFC*, Vol. 52, No. 4, pp. 672-681 (2005)
- [27] E. J. Gottlieb, J. M. Cannata, C. H. Hu and K. Kirk Shung, "Development of a high-frequency (>50 MHz) copolymer annular-array ultrasound transducer," *IEEE Transactions on UFFC*, Vol. 53, No. 5, pp. 1037-1045 (2006)
- [28] K. Snook, J. Z. Zhao, H. F. C. Alves, J. Cannata, W. H. Chen, R. J. Meyer, Jr., T. A. Ritter and K. K. Shung, "Design, fabrication, and evaluation of high frequency, single-element transducers incorporating different materials," *IEEE Transactions on UFFC*, Vol. 49, No. 2, pp. 169-176 (2002)
- [29] <http://www.paradigm-medical.com/ubms.html>.
- [30] <http://www.optos.com/en-us>.
- [31] R. H. Silverman, "High-resolution ultrasound imaging of the eye-review," *Clin Experiment Ophthalmol.*, Vol. 37, No. 1, pp. 54-67 (2009)
- [32] T. Dada, R. Gadia, A. Sharma, P. Ichhpujani, S. J., S. Bhartiya and A. Panda, "Ultrasound biomicroscopy in glaucoma," *Surv Ophthalmol.*, Vol. 56, No. 5, pp. 433-50 (2011)
- [33] L. V. Wang, "Tutorial on photoacoustic microscopy and computed tomography," *IEEE Jour. of selected topics in quantum electronics*, Vol. 14, No. 1, pp. 171-179 (2008)
- [34] M. Xu and L. V. Wang, "Photoacoustic imaging in biomedicine," *Rev. Sci. Instrum.*, Vol. 77, pp. 041101-1-22 (2006)
- [35] 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)
- [36] S. Hu and L. V. Wang, "Photoacoustic imaging and characterization of the microvasculature," *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 151, pp. 011101-15 (2010)
- [37] S. Hu, K. Maslov and L. V. Wang, "Second-generation optical-resolution photoacoustic microscopy with improved sensitivity and speed," *Optics Letters*, Vol. 36, No. 7, pp. 1134-1136 (2011)
- [38] C. Chandrana, "Development of a focused broadband ultrasonic transducer for high resolution fundamental and harmonic intravascular imaging," Thesis for doctor of engineering, Cleveland State Univ, USA, (2008)